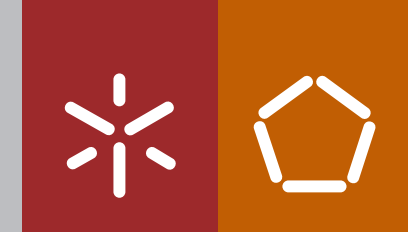


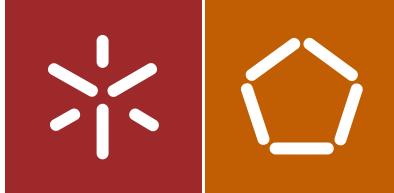


Nelson José de Oliveira Rodrigues

Modelação computacional e avaliação  
experimental do conforto térmico ocupacional  
em salas de operação

Universidade do Minho  
Escola de Engenharia





Universidade do Minho  
Escola de Engenharia

Nelson José de Oliveira Rodrigues

Modelação computacional e avaliação  
experimental do conforto térmico ocupacional  
em salas de operação

Tese de Doutoramento  
Programa Doutoral em Engenharia Industrial e de Sistemas  
(PDEIS)

Trabalho efetuado sob a orientação de  
Professora Doutora Senhorinha de Fátima Capela  
Fortunas Teixeira  
Professor Doutor Alberto Sérgio Sá Rodrigues Miguel  
Professor Doutor João Manuel Abreu dos Santos  
Baptista

## DECLARAÇÃO DE INTEGRIDADE

Declaro ter atuado com integridade na elaboração da presente tese. Confirmo que em todo o trabalho conducente à sua elaboração não recorri à prática de plágio ou a qualquer forma de falsificação de resultados.

Mais declaro que tomei conhecimento integral do Código de Conduta Ética da Universidade do Minho.

Universidade do Minho, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

Nome completo: Nelson José de Oliveira Rodrigues

Assinatura: Nelson José Oliveira Rodrigues

Esta página foi propositadamente deixada em branco.

# Agradecimentos

---

A execução deste trabalho foi uma etapa conseguida com o apoio de várias pessoas. Não posso, no entanto, deixar de citar algumas delas pela ajuda contínua, e a qual foi imprescindível.

Agradeço aos meus orientadores, à Professora Senhorinha Fátima Capela Fortunas Teixeira, ao Professor Alberto Sérgio de Sá Rodrigues Miguel, ambos do Departamento de Produção e Sistemas da Universidade do Minho e ao Professor João Manuel Abreu dos Santos Baptista, do Departamento de Engenharia de Minas da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Agradeço a disponibilidade, paciência, e empenho dedicados ao longo de todo o trabalho elaborado. O seu contributo e incentivo foi essencial para a conclusão deste.

Agradeço à Direção e ao corpo de funcionários do Hospital onde o estudo foi realizado, por terem aberto as portas à realização do estudo, pela sua disponibilidade e colaboração. Destaco o Enfermeiro Constantino Fernandes pela sua contribuição para o estudo durante a elaboração da sua tese de mestrado.

Agradeço ao Professor José Carlos Teixeira do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade do Minho pelo apoio prestado e aconselhamento da parte mecânica do problema. À Professora Celina Leão de Departamento de Produção e Sistemas da Universidade do Minho, agradeço a ajuda no tratamento estatístico dos inquéritos.

Agradeço ao Doutor Ricardo Oliveira a grande ajuda prestada para a compreensão dos *softwares* e o apoio ao longo de todo o trabalho realizado e à Doutora Ana Cristina Ferreira o seu apoio, ideias e ajuda no trabalho. Agradeço também o bom ambiente de trabalho que ambos proporcionaram, essencial para o bom desenvolvimento do trabalho.

Por último, mas não menos importante, dirijo o meu agradecimento à minha família, aos meus pais pela educação que me deram, pelo seu apoio ao longo dos anos. Aos meus irmãos, amigos e a todos os que me apoiaram ao longo do meu percurso académico. A todas as pessoas que contribuíram para quem sou.

A todos,

Muito obrigado!

Esta página foi propositadamente deixada em branco.

# Resumo

---

O presente estudo aborda o conforto térmico vivenciado pelos profissionais de saúde quando desempenham as suas atividades em salas de operações. No desenvolvimento do estudo foi selecionada uma sala exemplo, localizada num hospital da Região Norte de Portugal. Efetuada uma análise inicial, procedeu-se à caracterização do ambiente térmico da sala de operações, tendo em conta as atividades desempenhadas, assim como os sistemas de ventilação existentes e temperaturas praticadas.

A análise do conforto térmico da sala de operações foi baseada em diferentes metodologias. Na primeira metodologia foi avaliada a sensação térmica efetiva, através de um questionário de ambiente térmico, aplicado aos profissionais de saúde. Na segunda metodologia foi aplicado o índice de Fanger, calculando o voto médio previsível. O isolamento do vestuário, necessário à realização do cálculo, foi também obtido através do questionário aplicado. Por sua vez, as variáveis ambientais foram recolhidas por medição no local, durante a execução das cirurgias. Relativamente à taxa metabólica, esta foi determinada por observação dos investigadores, recorrendo aos valores tabelados na norma ISO 8996:2004. O valor obtido para este parâmetro foi comparado com uma metodologia experimental, contudo, a última apresentou uma grande discrepância com a literatura. A terceira abordagem consistiu na construção de um modelo numérico para a previsão do ambiente térmico da sala e na utilização destes dados simulados para a avaliação do conforto térmico.

Os resultados das diferentes metodologias foram analisados, tendo sido identificado que a sensação térmica apresentava o maior nível de dispersão na sala de operações. Por sua vez, o índice de Fanger calculado utilizando os dados ambientais medidos, apresentou um desvio da sensação térmica média para um valor mais elevado, sendo este, em valor absoluto, de 0,74, mas com uma dispersão mais reduzida. Apesar disso, foi verificada uma correlação entre as distribuições resultantes das duas abordagens. Quanto aos dados ambientais simulados numericamente, estes apresentam uma boa aproximação aos dados medidos em campo, permitindo, por um lado, validar a precisão dos resultados obtidos através da utilização destes métodos na avaliação do conforto térmico e, por outro, conseguir um maior detalhe das variáveis, assim como a verificação de assimetrias.

**Palavras-chave:** Conforto térmico; Salas de operações; Cirurgiões; Voto Médio Previsível; PMV; PPD; Dinâmica de Fluidos Computacional; Modelo de regulação térmica.

Esta página foi propositadamente deixada em branco.



# Abstract

---

The present study addresses the thermal comfort experienced by the health professionals when performing their activities, in operating rooms. In the development of the study, an example room was selected, from a hospital located in the Northern Region of Portugal. After an initial analysis, the thermal environment of the operating room was characterised, taking into account the activities performed, as well as the existing ventilation systems and the temperatures.

The thermal comfort analysis of the operating room was based on different methodologies. In the first methodology was assessed the effective thermal sensation, through a questionnaire for the thermal environment, applied to the health professionals. On the second methodology, Fanger's index was used to calculate the predicted mean vote. The clothing insulation, necessary for the calculation, was also obtained through the questionnaire applied. In turn, the environmental variables were collected through field measurements during the execution of the surgeries. Regarding the metabolic rate, this parameter was determined through observation, by the researchers, and using the tabled values on ISO 8996:2004. The obtained value was compared with an experimental methodology, however, the latter result presented great discrepancy with the literature. The third methodology consisted in the construction of a numerical model to the prediction of the thermal environment in the operating room and using the obtained data for the evaluation of the thermal comfort.

The results of the different methodologies were analysed and it was identified that the thermal sensation presented a higher level of dispersion in the operating room. However, when using the measured data to calculate Fanger's index, the results presented a deviation on the thermal sensation towards a hotter sensation, with an absolute value of 0.74, though, with a lower dispersion. Despite the observed, a good correlation was obtained between the two resulting distributions. Regarding the simulated environmental data, it was verified a good approximation to the measured field data, which allowed, on one side, to validate the precision of the data obtained through simulation, and on another side, that this method presented a greater detail, allowing to verify the existence of asymmetries.

**Keywords:** Thermal comfort; Operating Rooms; Surgeons; Predicted Mean Vote; PMV; PPD; Computational Fluid Dynamics; CFD; Thermoregulation Model.

Esta página foi propositadamente deixada em branco.

# Índice

---

Agradecimentos .....	v
Resumo .....	vii
Abstract .....	ix
Índice .....	xi
Índice de Figuras .....	xv
Índice de Tabelas.....	xxi
Lista de Símbolos.....	xxiii
Lista de Símbolos Gregos .....	xxviii
Abreviaturas.....	xxix
Parte I .....	1
Capítulo 1     Introdução .....	1
1.1.    Enquadramento do Tema .....	1
1.2.    Abordagens na Medição do Conforto Térmico.....	4
1.3.    Objetivos Principais.....	5
1.4.    Estrutura da Tese .....	7
Capítulo 2     Conforto Térmico em Salas de Operações.....	9
2.1.    Corpo Humano .....	9
2.1.1.    Termorregulação.....	11
2.1.2.    Regulação da Temperatura .....	14
2.1.3.    Fatores Autónomos.....	15
2.1.4.    Os Fatores Comportamentais .....	18
2.1.5.    Fatores não Térmicos.....	19
2.2.    Conforto Térmico .....	19
2.2.1.    Modelo de Avaliação do Conforto Térmico de Fanger .....	22
2.3.    Conforto em Salas de Operações.....	26
2.4.    Estudo de Caso.....	28
Capítulo 3     Revisão Bibliográfica .....	33
3.1.    Avaliação Subjetiva do Conforto Térmico.....	33
3.2.    Estudos Experimentais .....	35
3.3.    Estudos Numéricos.....	38
Parte II .....	43
Capítulo 4     Avaliação Subjetiva .....	43

4.1.	Metodologia de Construção e Aplicação dos Questionários .....	43
4.1.1.	Construção dos Questionários .....	44
4.1.2.	Metodologia para a Aplicação dos Questionários.....	48
4.2.	Caracterização da Amostra da População.....	50
4.3.	Determinação das Variáveis Individuais do Conforto Térmico .....	53
4.3.1.	Isolamento Térmico do Vestuário .....	53
4.3.2.	Taxa Metabólica .....	55
4.4.	Caraterização da Sensação Térmica .....	56
Capítulo 5	Avaliação Experimental .....	63
5.1.	Equipamento Utilizado .....	63
5.2.	Metodologia do Trabalho Experimental .....	68
5.3.	Resultados Experimentais e Discussão.....	72
5.4.	PMV Calculado com os Dados Ambientais Experimentais .....	78
Capítulo 6	Avaliação Baseada em Simulação Numérica .....	85
6.1.	Metodologia de Construção do Modelo Numérico .....	86
6.2.	Modelos Matemáticos.....	87
6.2.1.	Conservação de Massa .....	87
6.2.2.	Conservação de Momentum .....	88
6.2.3.	Turbulência .....	88
6.2.4.	Energia .....	92
6.2.5.	Radiação .....	93
6.2.6.	Espécies .....	94
6.3.	Geometria e Malha.....	95
6.4.	Condições de Fronteira .....	101
6.4.1.	Modelo do Corpo Humano.....	103
6.5.	Solução Numérica.....	107
6.6.	Resultados Numéricos e Discussão .....	109
6.7.	PMV Calculado usando Dados Simulados .....	115
Parte III	.....	121
Capítulo 7	Análise Comparativa e Discussão de Resultados .....	121
7.1.	Metabolismo .....	121
7.1.1.	Metodologia da Determinação Experimental do Conforto Térmico.....	125
7.1.2.	Resultados Obtidos para a Taxa Metabólica e Respetiva Discussão.....	128
7.2.	Variáveis Ambientais do Conforto Térmico.....	131
7.3.	Comparação entre a Sensação Térmica e o PMV.....	133
Capítulo 8	Conclusões Principais e Perspetivas de Trabalho Futuro .....	137

8.1. Conclusões e Observações Finais.....	138
8.2. Trabalho Futuro.....	140
Bibliografia .....	143
Anexos.....	151
Anexo A1: Questionário Aplicado .....	151
Anexo A2: Tabelas para a determinação da taxa metabólica.....	157

Esta página foi propositadamente deixada em branco.

# Índice de Figuras

---

Figura 2.1: Cascata de eficiências na produção de trabalho pelos músculos, com a utilização da energia contida nos alimentos.....	10
Figura 2.2: Representação das correntes convectivas num fluido.....	13
Figura 2.3: Esquema representativo dos mecanismos de regulação de temperatura, sendo (a) termorreceptores periféricos e (b) termorreceptores centrais. A linha tracejada representa a via hormonal da medula adrenal, esta via é de importância reduzida nos adultos. As linhas sólidas representam as vias neuronais. Esquema adaptado de Widmaier et al. (2003). ....	15
Figura 2.4: Esquema representativo das trocas de calor entre o meio ambiente e o corpo humano. ....	17
Figura 2.5: Vestuário obrigatório na sala operatória onde foi realizado o estudo. Os profissionais poderiam escolher entre a peça B e E, assim como entre a peça A e F. A: Fato não reutilizável; B: Barrete feminino; C: Socos; D: Protetores de calçado; E: Barrete masculino; F: Fato de tecido. Reproduzido de (Fernandes, Miguel, & Teixeira, 2014). ....	31
Figura 2.6: A – Bata térmica utilizada pelo cirurgião, ajudante cirurgião e instrumentista na mesa cirúrgica. B – Roupa geral utilizada no BO. Reproduzido de (Fernandes et al., 2014). ....	32
Figura 4.1: Representação esquemática da divisão da sala de operações em estudo por região. A Região 1 está sombreada a cinza e a Região 2 a branco. ....	45
Figura 4.2: Distribuição de idades da amostra representativa dos utilizadores das salas de operações. ....	50
Figura 4.3: Representação da distribuição de idades da amostra em estudo, agrupada por atividade desempenhada.....	51
Figura 4.4: Distribuição da amostra em estudo relativamente às atividades desempenhadas. ...	52

Figura 4.5: Distribuição da amostra por atividade nas duas regiões da sala consideradas no questionário. ....	53
Figura 4.6: Distribuição da sensação térmica adquirida com recurso aos questionários, para antes, durante, ou depois da realização das atividades cirúrgicas. ....	57
Figura 4.7: Distribuição da sensação térmica respondida dos utilizadores da sala de operações antes do início das suas atividades. ....	58
Figura 4.8: Distribuição da sensação térmica respondida dos utilizadores da sala de operações durante o exercício das suas atividades.....	59
Figura 4.9: Distribuição da sensação térmica respondida dos utilizadores da sala de operações depois de desempenharem as suas atividades. ....	60
Figura 4.10: Representação em frequência das respostas de questão aberta quanto à existência de desconforto local. ....	61
Figura 5.1: Estação climática Brüel & Kjær Type 1213, utilizada nas medições das variáveis ambientais. ....	64
Figura 5.2: Transdutor assimétrico para a temperatura radiante. Figura adaptada de (Hui, 2016). ....	65
Figura 5.3: Representação de duas projeções da área humana, sendo possível ver que diferentes perspetivas terão diferentes pesos na transferência de calor.....	65
Figura 5.4: Transdutor utilizado na medição da velocidade do ar. Figura adaptada de (Hui, 2016). ....	67
Figura 5.5: Representação do aparelho usado na medição da humidade relativa do ar. Figura reproduzida de (Dataq Instruments, 2016).....	67
Figura 5.6: Representação do posicionamento das diferentes zonas de medição na sala de operações. As zonas 1 a 4 estão localizadas na envolvente do local da operação, ao passo que, a zona 5 está localizada próximo da zona da operação. ....	69



Figura 5.7: Representação dos valores médios da velocidade do ar, medidos nas diferentes zonas consideradas. ....	73
Figura 5.8: Representação dos valores médios da temperatura do ar, medidos nas diferentes zonas consideradas. ....	74
Figura 5.9: Representação dos valores médios da temperatura radiante, medidos nas diferentes zonas consideradas. ....	76
Figura 5.10: Representação dos valores médios da humidade relativa, medidos nas diferentes zonas consideradas. ....	77
Figura 5.11: Representação esquemática da primeira abordagem de cálculo do PMV. ....	79
Figura 5.12: Representação esquemática da segunda abordagem de cálculo do PMV. ....	80
Figura 5.13: Valores de PMV calculados através da primeira abordagem. ....	81
Figura 5.14: Valores de PMV utilizando a taxa metabólica média por profissão, juntamente com o isolamento do vestuário de cada questionário. Os 3 primeiros gráficos dizem respeito à Região 2 e o último gráfico à Região 1. Os valores de PMV calculados através da primeira abordagem, repartidos por atividade. ....	82
Figura 5.15: Valores de PMV para cada medição utilizando a taxa metabólica e o isolamento do vestuário médios de cada atividade. Os 3 primeiros gráficos dizem respeito à Região 2 e o último gráfico à Região 1. Os valores de PMV calculados utilizando a segunda abordagem. ....	83
Figura 6.1: Ambiente de trabalho da ANSYS® v.16.2 com breve descrição da funcionalidade dos <i>softwares</i> necessários à metodologia CFD. ....	87
Figura 6.2: Representação da geometria da sala de operações modelada. ....	96
Figura 6.3: Representação em corte da malha gerada para a geometria em estudo. ....	98
Figura 6.4: Representação da malha obtida à superfície dos manequins. ....	98
Figura 6.5: Representação geométrica da nomenclatura utilizada no cálculo do rácio de aspeto, adaptada de ANSYS (2016). ....	99

Figura 6.6: Representação de geometrias ideais para triângulos e quadrados, com as respectivas formas distorcidas. Adaptado de ANSYS (2016). .....	100
Figura 6.7: Distribuição em frequência de diferentes índices de qualidade da malha, nomeadamente: rácio de aspeto, distorção, qualidade do elemento e qualidade ortogonal. ....	101
Figura 6.8: Representação da divisão do corpo humano em 16 segmentos distintos, utilizada no programa de modelação do corpo humano. ....	104
Figura 6.9: Condições de fronteira para a temperatura, à superfície do manequim. As temperaturas expostas são referentes às temperaturas à superfície da roupa, e não à temperatura da pele. ....	107
Figura 6.10: Representação do campo de velocidades existente na sala simulada, recorrendo à projeção dos valores em diferentes planos. O referencial de origem encontra-se no vértice assinalado a laranja e cada plano de projeção contém a respetiva distância à origem. ....	111
Figura 6.11: Representação do campo de temperaturas existente na sala simulada, recorrendo à projeção dos valores em diferentes planos. O referencial de origem encontra-se no vértice assinalado a laranja e cada plano de projeção contém a respetiva distância à origem. ....	112
Figura 6.12: Representação do campo de humidade relativa existente na sala simulada, recorrendo à projeção dos valores em diferentes planos. O referencial de origem encontra-se no vértice assinalado a laranja e cada plano de projeção contém a respetiva distância à origem. ....	114
Figura 6.13: Representação do campo de PMVs representativo da atividade cirurgiões, calculado para a sala simulada, recorrendo à projeção dos valores em diferentes planos. O referencial de origem encontra-se no vértice assinalado a laranja e cada plano de projeção contém a respetiva distância à origem. ....	117
Figura 6.14: Representação do campo de PMVs representativo da atividade enfermeiros e auxiliares, calculado para a sala simulada, recorrendo à projeção dos valores em diferentes planos. O referencial de origem encontra-se no vértice assinalado a laranja e cada plano de projeção contém a respetiva distância à origem. ....	119

Figura 6.15: Representação do campo de <i>Draught rate</i> calculado para a sala simulada, recorrendo à projeção destes valores em diferentes planos. O referencial de origem encontra-se no vértice assinalado a laranja e cada plano de projeção contém a respetiva distância à origem. ....	120
Figura 7.1: Equipamento compõe a máscara do K4b <sup>2</sup> , utilizada na medição do consumo de oxigénio (K4b <sup>2</sup> User Guide, 2003). ....	124
Figura 7.2: Diferentes componentes necessários para a utilização do K4b <sup>2</sup> . Nota: na presente figura não está representada a seringa de calibração. Esta figura foi adaptada de K4b <sup>2</sup> User Guide (2003) e de THEi (2016). ....	124
Figura 7.3: Exemplo de utilização do aparelho K4b <sup>2</sup> na medição do consumo de oxigénio. Figura adaptada de COSMED (2016). ....	125
Figura 7.4: Representação do verso dos diferentes tipos de peças do conjunto de puzzles. ....	126
Figura 7.5: Representação da atividade de aparafusar e desaparafusar, a ser desempenhada por um dos participantes. ....	128
Figura 7.6: Representação da mola de exercício utilizada na atividade experimental. ....	128
Figura 7.7: Resultados dos valores da taxa metabólica equivalente, resultante dos ensaios efetuados na câmara climática. ....	130
Figura 7.8: Representação dos resultados obtidos para o conforto térmico através dos questionários e do cálculo do PMV para durante o desempenho das atividades cirúrgicas. ....	134
Figura 8.1: Régua proposta para a avaliação da sensação térmica, recorrendo a questionários. ....	140

Esta página foi propositadamente deixada em branco.

## Índice de Tabelas

---

Tabela 2.1: Fatores não térmicos que influenciam o sistema termorregulatório. Adaptado de Kenneth C. Parsons (2014) e de Widmaier et al. (2003).....	19
Tabela 2.2: Modelos termofisiológicos humanos organizados por complexidade. Adaptado de Cheng et al. (2012). .....	21
Tabela 2.3: Escala de sete pontos da sensação térmica e respetivo valor de PPD. Adaptado de ISO 7730: 2005.....	24
Tabela 2.4: Condições recomendadas para o ar interior em salas de operações. ....	27
Tabela 4.1: Valores de isolamento de vestuário conferido por diferentes peças, conforme disponibilizado em ISO 7730: 2005. ....	54
Tabela 4.2: Valores médios obtidos para o isolamento do vestuário relativamente às diferentes atividades. Os valores em questão foram obtidos através da soma do isolamento conferido pelas diferentes peças de vestuário conforme especificado na norma ISO 7730:2005. ....	54
Tabela 4.3: Valores obtidos para a taxa metabólica, dividida por atividade, adquirida conforme especificado em ISO 8996: 2004.....	55
Tabela 4.4: Tempo ativo dos diferentes grupos de atividades numa cirurgia com duração de 65 minutos, e respetiva percentagem de tempo em atividade. ....	56
Tabela 5.1: Valores estatísticos relevantes para a caracterização das medições da velocidade do ar, nas diferentes zonas consideradas. ....	73
Tabela 5.2: Valores estatísticos relevantes para a caracterização das medições da temperatura do ar, nas diferentes zonas consideradas. ....	75
Tabela 5.3: Valores estatísticos relevantes para a caracterização das medições da temperatura radiante, nas diferentes zonas consideradas. ....	76

Tabela 5.4: Valores estatísticos relevantes para a caracterização das medições da humidade relativa, nas diferentes zonas consideradas.....	78
Tabela 6.1: Valores de distorção com a qualidade da célula correspondente.....	100
Tabela 6.2: Condições de fronteira utilizadas na definição do modelo CFD. ....	102
Tabela 6.3: Características das propriedades térmicas dos materiais considerados na definição do modelo CFD. ....	103
Tabela 7.1: Especificações técnicas da câmara climática FITOCLIMA® 25000 EC 20 (Carvalhais, Baptista, Diogo, & de Carvalho, 2011). ....	122
Tabela 7.2: Lista do tipo e intensidade das atividades desempenhadas nos ensaios para determinação da taxa metabólica do cirurgião.....	126
Tabela 7.3: Valores médios das variáveis ambientais da sala de operações, obtidas com recurso à metodologia CFD, comparados com os valores medidos experimentalmente. Os valores experimentais são apresentados com o respetivo erro padrão. A cada comparação apresentada está associado o respetivo valor do $p$ estatístico proveniente do teste <i>t-Student</i> . ....	132

# Lista de Símbolos

Símbolo	Descrição	Unidades
$a$	Velocidade do som	[ m/s ]
$A_D$	Área corporal superficial	[m <sup>2</sup> ]
$A_l$	Área da superfície $l$	[m <sup>2</sup> ]
$C$	Fluxo de calor perdido por convecção	[ W/m <sup>2</sup> ]
$\dot{C}p_b$	Capacidade calorífica do sangue	[ J/kg · K ]
$Cp_{hi}$	Capacidade calorífica do segmento $h$ e camada $i$	[ J/kg · K ]
$Clo$	Isolamento do vestuário	[clo]
$ct_{ghi}$	Condutibilidade térmica entre a camada $g$ e $h$ no segmento $i$	[ J/s · K ]
$E_D$	Fluxo de calor perdido pela evaporação da água que chega à superfície da pele por difusão	[ W/m <sup>2</sup> ]
$E_{Re}$	Soma dos fluxos de calor com o ar inspirado e respetiva humidificação	[ W/m <sup>2</sup> ]
$E_{Su}$	Fluxo de calor perdido por evaporação da água proveniente do suor	[ W/m <sup>2</sup> ]
$f_d$	Fator da área superficial do vestuário	[ - ]

$F_{jl}$	Fator de visão correspondente à fração de energia que deixa a superfície $j$ e que incide na superfície $l$	[-]
$\vec{g}$	Aceleração da gravidade	[ m/s <sup>2</sup> ]
$G_b$	Geração da energia cinética turbulenta devido à flutuabilidade (buoyancy)	[ kg/m <sup>3</sup> · s ]
$g_i$	Componente do vetor gravitacional na direção $i$	[ m/s <sup>2</sup> ]
$G_k$	Geração da energia cinética da turbulência devido aos gradientes da velocidade média	[ kg/m · s <sup>3</sup> ]
$h$	Entalpia sensível	[ J/kg ]
$H$	Altura do corpo	[ m ]
$\dot{H}_a$	Fluxo de calor proveniente da camada $a$	[ J/s ]
$Hr$	Humidade relativa	[ % ]
$h_c$	Coefficiente convectivo de transferência de calor	[ W/m <sup>2</sup> ]
$I_{cl}$	Resistência térmica (isolamento) do vestuário	[ m <sup>2</sup> · K/W ]
$\vec{J}_j$	Fluxo de difusão da espécie $j$	[ kg/m <sup>2</sup> · s ]
$kg$	Quilograma	[ kg ]
$l$	Superfície $l$	[-]
$k$	Parâmetro de geração de turbulência	[ m <sup>2</sup> /s <sup>2</sup> ]
$K$	Fluxo de calor perdido por condução	[ W/m <sup>2</sup> ]



$k_{eff}$	Condutibilidade efetiva	[ W/K · m ]
$k_t$	Condutibilidade térmica por turbulência	[ W/K · m ]
$\dot{m}_{hi}$	Fluxo mássico proveniente da camada $h$ no segmento $i$	[ kg/s ]
$M$	Taxa metabólica gerada pelo organismo	[ W/m <sup>2</sup> ]
$M_t$	Número de Mach	[-]
$N$	Número total de espécies presentes no sistema	[-]
$N_2$	Molécula de Azoto	[-]
$O_2$	Molécula de Oxigénio	[-]
$p$	Valor do $p$ estatístico	[-]
$p$	Pressão estática	[Pa]
$P$	Peso do corpo humano	[kg]
$p_a$	Pressão parcial de vapor de água	[Pa]
$Pr_t$	Número de Prandtl turbulento	[-]
$q_{in,l}$	Fluxo de energia que incide na superfície $k$	[ W/m <sup>2</sup> ]
$q_{out,l}$	Fluxo de energia que deixa a superfície $k$	[ W/m <sup>2</sup> ]
$R$	Fluxo de calor perdido por radiação	[ W/m <sup>2</sup> ]
$Re$	Número de Reynolds	[-]

$R_i$	Rácio de produção total da espécie $i$	[ kg/s · m <sup>3</sup> ]
$S$	Módulo da razão média do tensor de esforço	[ 1/s ]
$S_a$	Carga térmica armazenada no organismo	[ W/m <sup>2</sup> ]
$S_i$	Rácio de criação por adição da espécie dispersa mais fontes definidas pelo utilizador	[ kg/s · m <sup>3</sup> ]
$S_h$	Fonte externa de geração de calor	[ W/m <sup>3</sup> ]
$S_k$	Termo fonte definido pelo utilizador para $k$	[ m <sup>2</sup> /s <sup>2</sup> ]
$S_n$	Termo de fonte de massa	[ kg/s · m <sup>3</sup> ]
$S_\varepsilon$	Termo fonte definido pelo utilizador para $\varepsilon$	[ m <sup>2</sup> /s <sup>3</sup> ]
$t$	Tempo	[ s ]
$T$	Temperatura absoluta	[ K ]
$t_a$	Temperatura do ar	[ °C ]
$t_{a,l}$	Temperatura do ar local	[ °C ]
$t_{cl}$	Temperatura superficial da roupa	[ °C ]
$t_g$	Temperatura de globo	[ °C ]
$t_{pi}$	Temperatura radiante na direção $i$	[ °C ]
$t_r$	Temperatura radiante	[ °C ]
$\overline{t_r}$	Temperatura radiante média	[ °C ]

$Tu$	Intensidade de turbulência	[ % ]
$u$	Componente da velocidade do fluxo perpendicular ao vetor gravitacional	[ m/s ]
$u_j$	Componente da velocidade na direção $j$	[ m/s ]
$\vec{v}$	Vetor de velocidade	[ m/s ]
$v_a$	Velocidade do ar	[ m/s ]
$v_{a,l}$	Velocidade do ar local	[ m/s ]
$W$	Energia exercida pelo corpo que não é convertida em calor	[ W/m <sup>2</sup> ]
$y^+$	Razão entre as influências turbulentas e laminares numa célula	[ - ]
$Y_j$	Fração mássica das espécies $j$	[ - ]
$Y_M$	Contribuição dos efeitos de compressibilidade provenientes da dissipação de dilatação na turbulência do fluxo	[ kg/m · s <sup>3</sup> ]

# Lista de Símbolos Gregos

---

Símbolo	Descrição	Unidades
$\beta$	Coeficiente de expansão térmica	[1/K]
$\Delta h$	Entalpia de vaporização por unidade mássica	[J/kg]
$\varepsilon$	Parâmetro de dissipação de turbulência do modelo $k - \varepsilon$	[m <sup>2</sup> /s <sup>3</sup> ]
$\epsilon_k$	Emissividade da superfície $k$	[-]
$\rho$	Massa volúmica	[kg/m <sup>3</sup> ]
$\mu$	Viscosidade dinâmica	[Pa · s]
$\sigma$	Constante de Stefan-Boltzmann	[W/m <sup>2</sup> · K <sup>4</sup> ]
$\sigma_\varepsilon$	Número turbulento de Prandtl para $\varepsilon$	[-]
$\sigma_k$	Número turbulento de Prandtl para $k$	[-]
$\mathcal{U}$	Componente da velocidade paralelo ao vetor gravitacional	[m/s]
$\overline{\tau}_{eff}$	Tensor de tensões efetivo	[Pa]
$\omega$	Parâmetro de dissipação de turbulência do modelo $k - \omega$	[m <sup>2</sup> /m <sup>3</sup> ]
$\omega_k$	Velocidade angular no eixo $k$	[rad/s]
$\overline{\Omega}_{ij}$	Tensor do grau de rotação médio, em relação a um eixo de referência	[1/s]

# Abreviaturas

---

<b>Abreviatura</b>	<b>Descrição</b>
2D	Espaço bidimensional
3D	Espaço tridimensional
ANOVA	Analysis of Variance
ASHRAE	American Society of Heating and Air-Conditioning Engineers
ATP	Adenosina trifosfato
AVAC	Aquecimento Ventilação e Ar-Condicionado
CFD	Computational Fluid Dynamics
DR	Draught Rate
I.C.	Intervalo de Confiança
IREQ	Index of Required Clothing Insulation
ISO	International Organization for Standardization
Met	Metabolic equivalent
NASA	National Aeronautics and Space Administration
PHS	Predicted Heat Strain
PMV	Predicted Mean Vote
PPD	Predicted Percentage of Dissatisfied
PROA	Laboratório de Prevenção de Riscos Ocupacionais e Ambientais

S2S	Surface to Surface
SIMPLE	Semi-Implicit Method for Pressure-Linked Equations
S2S	Surface to Surface
SIMPLE	Semi-Implicit Method for Pressure-Linked Equations
USB	Universal Serial Bus
WBGT	Wet-Bulb Globe Temperature
WCI	Wind Chill Index

# Parte I

## Capítulo 1 Introdução

---

### 1.1. Enquadramento do Tema

São várias as atividades desempenhadas pelo Homem no seu quotidiano, onde, devido às exigências modernas, uma grande maioria é realizada em ambientes fechados. De facto, cerca de 90% do tempo das pessoas nos países industrializados é passado dentro de edifícios, sejam estes escritórios, fábricas, ou mesmo salas de aula (Höppe & Martinac, 1998).

Os ambientes interiores apresentam características variadas, sendo, por vezes, fontes de risco devido a condições adversas. O ser humano tem, em geral, capacidade de se adaptar a estes ambientes. No entanto, estas condições provocam desconforto e distração que levam a uma quebra no desempenho físico e psicológico, assim como a estados de fadiga e irritabilidade

(Parsons, 2014). De facto, segundo alguns autores, na gama de temperaturas entre 25°C e 32°C, o desempenho humano decresce 2% por cada grau de aumento de temperatura (d'Ambrosio Alfano, Palella, & Riccio, 2011). Contudo, apesar da sua adaptabilidade, o organismo não consegue manter a homeotermia em alguns ambientes. Estes podem, em certas circunstâncias, provocar graves alterações no equilíbrio fisiológico, podendo mesmo, em condições extremas, levar à morte (Kovats & Hajat, 2008).

Face a esta problemática, e considerando o instinto que o ser humano tem em se proteger das condições desfavoráveis, tem-se verificado uma crescente preocupação nas condições de higiene, segurança e conforto associadas à sua atividade. A compreensão dos fatores ambientais que rodeiam o Homem, assim como a respetiva influência na saúde, possibilita a antevisão dos potenciais efeitos nocivos do meio e a consequente ação preventiva.

A noção de conforto térmico é complexa, pois resulta de um processo cognitivo que envolve vários parâmetros, influenciados por fatores físicos, fisiológicos e psicológicos, entre outros (Fanger, 1973; Miguel, 2014). O conforto térmico é definido como a condição mental onde é expressa satisfação com o ambiente térmico (ASHRAE Standard 55:2004). Face ao conhecimento atual ainda não é possível prever com rigor a sensação térmica de cada indivíduo devido, sobretudo, à complexidade dos fatores individuais.

Existem vários índices que permitem caracterizar o ambiente térmico. A título de exemplo, embora com objetivos diferentes, citam-se: o WBGT (Wet-Bulb Globe Temperature), a temperatura fisiológica equivalente, a sudação requerida e o PMV/PPD (Predicted Mean Vote/Predicted Percentage of Dissatisfied) entre outros.

Cada índice dá especial ênfase a determinados fatores no seu cálculo, o que o torna mais indicado para determinadas situações. O WBGT, tal como a sudação requerida, é mais indicado para ambientes quentes, avaliando o risco de exposição a esse ambiente adverso. Por sua vez, o PMV/PPD e a temperatura operativa são mais adequados à caracterização de situações de conforto térmico.

Para se manter termicamente confortável, o Homem tem vindo a utilizar diversos meios, desde uma simples fogueira/lareira ou um simples trocar de roupa, até aos modernos sistemas de Aquecimento, Ventilação e Ar Condicionado (AVAC).



Ao longo dos últimos anos, o conforto tem sido avaliado com recurso à medição, no local, dos parâmetros ambientais assim como dos parâmetros individuais médios. Esta metodologia, sendo a mais lógica, possui grandes vantagens. Com efeito, trata-se de uma avaliação direta, e consequentemente, menos suscetível de erro. Por outro lado, os gastos em equipamento podem ser relativamente reduzidos.

Existem, contudo, algumas condicionantes em efetuar medições do ambiente térmico, tais como:

- Ser necessário realizar a deslocação ao local que se pretende avaliar;
- Haver disponibilidade por parte da Direção da empresa ou do proprietário do local que se pretende avaliar, bem como a respetiva autorização;
- Dependendo do local, pode não ser possível realizar as medições pretendidas, por exemplo, em zonas condicionadas;
- Além do referido, este método permite apenas a medição de dados em locais já construídos.

Este método requer sempre a existência de um modelo físico para a avaliação do conforto térmico. Desta forma, apenas é possível obter informação sobre o conforto térmico após um edifício/divisão estar já construída. Uma alternativa para evitar alterações num local já construído seria a utilização de um laboratório para a criação de modelos em escala. Contudo, a criação de modelos pode ser um processo moroso com várias iterações. Além do mais, em ambos os casos, existe um custo associado tanto à criação de modelos como à alteração de um local já construído, podendo, em determinados casos, ser um custo elevado. Desta forma, a criação de um sistema AVAC eficiente, logo na fase de projeto, é um objetivo primordial no projeto de edifícios. Estes sistemas são responsáveis pela maior parte da fatura energética entre os vários sistemas e aplicações energéticas existentes nos edifícios (Fong, Hanby, & Chow, 2006). Este ponto assume uma relevância ainda maior se forem tomados em conta os atuais problemas económicos e o aumento dos custos da energia. Neste ambiente, uma política de controlo de custos trará uma grande vantagem.

Com a evolução da tecnologia computacional é, atualmente, possível utilizar métodos computacionais para realizar simulações do ambiente térmico no local a ser projetado, assim como dos sistemas AVAC no que se refere aos campos de velocidades e de distribuição da temperatura, particularmente na proximidade do corpo humano. Este meio vem assim inovar a forma como os sistemas AVAC são projetados, permitindo obter desta forma uma maior eficiência.

As potencialidades dos métodos computacionais e a importância do estudo do ambiente térmico tornam importante a criação de uma ligação entre estes dois domínios. A união destes contribuirá assim para uma maior eficiência dos métodos computacionais para a avaliação do conforto térmico, na proteção do Homem e das suas condições de trabalho.

## **1.2. Abordagens na Medição do Conforto Térmico**

Face à questão do conforto térmico, existem diferentes abordagens na sua avaliação. A abordagem mais direta, e que enquadra os diferentes parâmetros que envolvem o conforto térmico, é questionar diretamente o indivíduo sobre a sua opinião em relação ao ambiente térmico que está inserido. Contudo, este método está fortemente sujeito a subjetividade e varia de acordo com a população. Tal significa, pois, que a avaliação do conforto térmico efetuada para uma população, pode não se verificar noutra população que ocupe o mesmo local.

Com o intuito de tornar a avaliação do ambiente térmico mais determinística, fornecendo um valor de referência, foram criados os índices de conforto térmico. Com a aplicação destes índices passou a ser possível conjecturar a sensação de conforto térmico para uma população que frequenta um espaço específico. O objetivo destes índices é relacionar diferentes parâmetros que contribuem para a perceção do ambiente térmico e traduzi-los de forma perceptível para o Homem, nomeadamente, numa escala de conversão. A escala de 7 pontos, proposta pela ASHRAE e posteriormente adotada por Fanger (1973), é das mais utilizadas neste âmbito, onde um valor numérico que varia de -3 a +3 é traduzido numa sensação térmica que varia de muito frio a muito quente, respetivamente. Este método tem sido o mais utilizado até aos dias de hoje devido à facilidade da sua implementação. Contudo, a necessidade de obtenção de variáveis ambientais médias apresenta algumas desvantagens, nomeadamente, implica várias medições no local, o que, para espaços grandes se torna um processo moroso. Sendo um processo discreto, não toma em

conta todos os locais do ambiente e, para detetar assimetrias, é necessário ainda fazer medições a diferentes alturas.

Com o aumento do poder computacional dos dias de hoje, é possível abordar a problemática do conforto térmico recorrendo aos métodos computacionais, mais precisamente, à metodologia CFD. Esta metodologia simula os fenómenos físicos da mecânica de fluidos e de transferência de calor para um determinado ambiente em estudo. Desta forma, é possível conseguir, com um maior detalhe, a distribuição das variáveis ambientais que contribuem para o conforto térmico. Além do maior detalhe, esta abordagem permite testar diferentes configurações teóricas sem a necessidade de uma implementação física, trazendo vantagens a nível de projeto e otimização do ambiente térmico em edifícios.

### **1.3. Objetivos Principais**

Pretende-se, com este projeto, contribuir para o conhecimento das condições do ambiente térmico dos profissionais de saúde, particularmente daqueles que desenvolvem a sua atividade em salas de operações.

Espera-se, assim, caraterizar o ambiente térmico a que os profissionais de saúde estão sujeitos, bem como desenvolver um conjunto de metodologias para o efeito. Estas passam pela construção de um modelo numérico eficaz na previsão do conforto térmico numa sala de operações.

Na primeira fase deste projeto é pretendida a caraterização do ambiente térmico das salas de operações para identificar a realidade nestes locais, conhecer as problemáticas inerentes, assim como ter um meio de validação para a metodologia desenvolvida. Para a correta definição do problema, o modelo elaborado deverá contemplar duas partes. A primeira consiste num método capaz de modelar, com uma aproximação razoável, o modelo de termorregulação humana. Para o efeito, aplicou-se um modelo numérico desenvolvido por Teixeira et al. (2010) capaz de contemplar os processos de termorregulação como a transpiração e barreiras físicas como o vestuário utilizado. Para a segunda parte, pretende-se que o modelo simule o ambiente em que o corpo humano se encontra, isto é, a sala de operações. Nesta parte serão simuladas as trocas de calor na sala de operações, o movimento do ar e a distribuição de humidade.

No final do presente trabalho, com a junção destes métodos, deverá ser possível contribuir para uma correta caracterização do ambiente térmico das salas de operações, assim como obter uma metodologia numérica completa, e aproximada às condições verificadas na realidade. Perante o que é pretendido, a pergunta de investigação que se coloca é: “Será possível prever com precisão e detalhe a situação de conforto térmico para um utilizador de uma sala de operações utilizando um modelo numérico?”

Para atingir os pontos pretendidos, é possível especificar os seguintes objetivos específicos:

- Adquirir os dados para caracterizar o ambiente térmico numa sala de operações. Mais precisamente, caracterizar o trabalho desempenhado, a população e as respetivas variáveis pessoais e ambientais;
- Caracterizar o ambiente térmico ocupacional da sala de operações, através da medição das variáveis climáticas, utilizando o índice de Fanger PMV/PPD (Fanger, 1970);
- Adaptar o código da modelação térmica do corpo humano, já desenvolvido por Teixeira et al. (2010), tendo em vista a inclusão da resposta do corpo humano perante uma determinada condição ambiental. Neste modelo serão introduzidos os dados pessoais e ambientais referentes aos utilizadores das salas de operações;
- Desenvolver um modelo CFD que simule as trocas do corpo humano, definido anteriormente, com o ambiente em que se encontra. Este deverá incorporar as trocas de calor, os fenómenos do escoamento do ar, assim como a difusão da humidade;
- Devido à complexidade dos parâmetros de caracterização do ambiente térmico, é também pretendido utilizar a câmara climática do Laboratório de Prevenção de Riscos Ocupacionais e Ambientais (PROA) no Departamento de Engenharia de Minas da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto para caracterizar com maior precisão alguns parâmetros. Verificar-se-á, desta forma, com base em condições bem definidas, o comportamento real de um determinado parâmetro, neste caso, a taxa metabólica;

- Comparar os dados calculados pelo método de Fanger com os dados obtidos através do modelo computacional e com a avaliação subjetiva resultante de um inquérito aos profissionais de saúde.

## **1.4. Estrutura da Tese**

Depois de ser apresentada a problemática do conforto térmico, juntamente com os objetivos que se pretendem cumprir neste trabalho, é agora apresentada a estrutura da tese.

No segundo capítulo, é elaborada uma revisão bibliográfica de conceitos relativos ao tema do conforto térmico, assim como de trabalhos afetos ao tema. Os conceitos abordados são importantes na compreensão dos fenómenos de transferência de calor que ocorrem ao nível do corpo humano. Da mesma forma, é apresentado o conceito de termorregulação e é feita a ligação entre os fatores ambientais com o conforto térmico. Na análise dos trabalhos realizados sobre o tema, é focada a ligação do ambiente térmico à simulação numérica, ou com ligação a salas de operações. Desta forma, é possível obter termos de comparação com o estudo realizado e compreender melhor o caminho percorrido no estudo desenvolvido.

Na segunda parte da tese, é apresentado o trabalho desenvolvido. Este está dividido em três capítulos principais, que correspondem às abordagens referidas anteriormente. De forma a obter uma melhor compreensão do trabalho elaborado e a tornar a leitura mais fluída, cada abordagem desenvolvida é introduzida com a metodologia aplicada. O primeiro capítulo desta parte, denominado de avaliação subjetiva, aborda a aquisição dos dados relativos ao conforto térmico, por meio de um questionário, os resultados obtidos, a metodologia adotada na criação dos questionários, e ainda a sensação térmica efetiva dos profissionais de saúde, questionada diretamente. O segundo capítulo desta parte consiste na caracterização do ambiente térmico recorrendo ao índice de Fanger. A metodologia experimental aplicada no estudo, assim como os resultados obtidos por este meio são aqui apresentados e discutidos. O terceiro capítulo da segunda parte apresenta a avaliação do conforto térmico recorrendo à abordagem CFD. Neste ponto é apresentada a metodologia CFD, juntamente com os modelos aplicados e processos de execução. À semelhança dos pontos anteriores, os resultados e respetiva discussão são também apresentados.

A terceira parte começa com a determinação da taxa metabólica por oximetria em ambiente controlado, complementando a aquisição deste parâmetro. Após a apresentação dos resultados, é apresentada a diferença entre este método e o mais comumente utilizado que faz uso de valores tabelados. Ainda neste capítulo é efetuada a comparação das variáveis térmicas ambientais medidas com os resultados das simulações. Em seguida, é comparada a sensação térmica dos questionários com o voto médio previsível calculado. Durante a comparação, foi possível também comprovar a aproximação do modelo numérico aos resultados adquiridos através de medição. Por fim, são apresentadas as conclusões do trabalho efetuado, acompanhadas por sugestões para trabalho futuro.

## **Capítulo 2    Conforto Térmico em Salas de Operações**

---

### **2.1.    Corpo Humano**

O corpo humano, à semelhança de outros sistemas, requer energia para o seu funcionamento. Esta é necessária desde os processos mais elementares como manutenção das funções celulares até à atividade muscular, o que a torna num bem essencial à vida. A obtenção da energia no corpo humano é conseguida através do processamento dos alimentos consumidos, sendo proveniente da quebra das ligações químicas de nutrientes (Widmaier, Raff, & Strang, 2003). A energia produzida é armazenada na forma de ATP (Adenosina trifosfato) de forma a poder ser utilizada pelo corpo quando necessário. Quando em excesso, a energia obtida é armazenada em outras formas como glicogénio e triglicerídeos, que são armazenados sob a forma de tecido adiposo. A metabolização de energia pelo processamento de glucose tem um rendimento de 66%,

onde, a restante 34% da energia é libertada em forma de calor (Guyton & Hall, 2005). De forma semelhante, durante a ativação muscular, apenas parte da energia existente no ATP pode ser convertida em trabalho, estando este valor entre 40 e 45%. Desta forma é possível verificar que o corpo humano é ineficiente em termos de produção de trabalho com uma eficiência final menor do que 25% (Guyton & Hall, 2005). A Figura 2.1 representa uma simplificação da cadeia de eficiências na produção de trabalho útil pelos músculos, por utilização da energia contida nos alimentos.

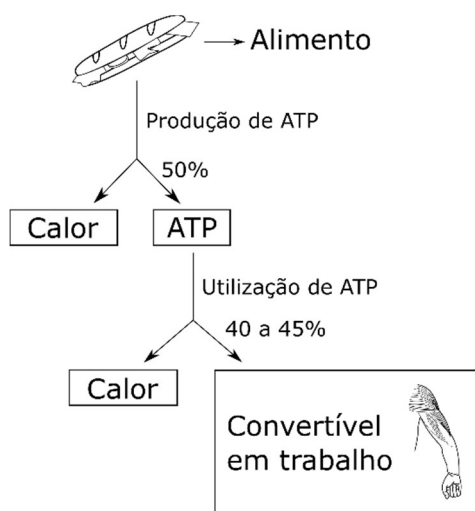


Figura 2.1: Cascata de eficiências na produção de trabalho pelos músculos, com a utilização da energia contida nos alimentos.

A energia que é convertida em calor, embora não possa ser diretamente utilizada pelas células na execução das suas funções, ou na produção de trabalho pelos músculos, contribui para a manutenção da temperatura do corpo humano. O calor produzido pela respiração celular é transmitido por condução e pela corrente sanguínea para as células vizinhas, mantendo um gradiente de temperaturas estável no corpo humano. A manutenção de uma temperatura estável no corpo humano é essencial para a realização das diversas reações metabólicas, assim como à vida das diferentes células e órgãos que constituem o corpo humano (Gilbert, van den Heuvel, Ferguson, & Dawson, 2004).

Para o correto funcionamento do corpo humano, este necessita de controlar os diferentes sistemas por forma a manter o equilíbrio. Em termos de energia, significa que a soma das fontes de calor (calor produzido pelos diferentes processos metabólicos do organismo e o calor ganho por fontes externas) não pode exceder, por um longo período de tempo, o calor perdido pelo corpo humano para o exterior. Caso isso acontecesse, a temperatura do corpo humano subiria



continuamente. Da mesma forma, o inverso é também válido. Isto significa que, caso as fontes de calor incidentes no corpo humano sejam inferior ao calor perdido, a temperatura deste irá baixar ao longo do tempo. O funcionamento normal do corpo humano ocorre para uma gama de temperaturas interna que varia de 36,1 °C aos 37,8 °C, sendo variável ao longo do dia e conforme a atividade física (Campbell, 2011). Uma vez que o calor do corpo humano é produzido principalmente pelos órgãos internos, estes apresentarão o valor mais elevado da temperatura, verificando-se a diminuição desta em relação aos tecidos periféricos. Quando a temperatura interna do corpo humano é desviada destes limites, ocorre um desequilíbrio térmico que, em casos extremos pode levar à morte (Parsons, 2014). Em situações onde a temperatura interna está abaixo dos valores normais denomina-se de hipotermia, por sua vez, o oposto denomina-se por hipertermia.

### **2.1.1. Termorregulação**

Mesmo na ausência de atividade física, o corpo humano necessita de realizar determinadas reações químicas para manter as suas funções vitais, o que implica a produção de calor. Este calor é difundido pelo corpo aumentando a sua energia térmica. Ao mesmo tempo, o corpo humano está exposto ao ambiente exterior na sua superfície e, para que a temperatura deste se mantenha constante, a soma entre o calor produzido no seu interior e o calor ganho pelo ambiente tem de equivaler ao calor que é perdido para o exterior. No caso de haver acumulação de calor no corpo haverá um aumento da temperatura deste. Para o caso inverso, isto é, se ocorrer um défice no balanço de calor devido a uma perda mais acentuada para o ambiente, a temperatura do corpo humano irá baixar. Através deste princípio foi estabelecido o conceito de homeotermia que se refere à manutenção da temperatura corporal num valor estável, que é conseguida regulando os fluxos de calor do corpo humano para com o seu ambiente. Por sua vez, os processos utilizados na manutenção da temperatura denominam-se por processos de termorregulação, e são aplicados para compensar as alterações que ocorram no equilíbrio térmico entre o Homem e o ambiente.

A compensação termorregulatória aplicada pode advir tanto de respostas autónomas como de respostas comportamentais, tendo duas frentes de atuação: no controlo de transferência de calor com o exterior e na produção de calor pelo corpo humano. Em relação às transferências de calor com o exterior, estas podem ocorrer por diversas formas: por radiação térmica, por condução, por convecção e por trocas de calor provenientes da respiração e da transpiração.

## **Radiação Térmica**

A radiação térmica é uma forma de energia que é propagada através de ondas eletromagnéticas. Qualquer partícula que esteja a uma temperatura acima do zero absoluto contém vibração e, como tal, emite radiação eletromagnética (Incropera, Bergman, Lavine, & DeWitt, 2011). Devido à relação entre a temperatura e a cinética das partículas, quanto maior for a temperatura, maior será a energia cinética associada às partículas e, como tal, maior será a emissão de radiação. De acordo com a teoria da reciprocidade de Helmholtz, esta energia é trocada com os corpos que estejam em “contacto visual”. Relativamente ao calor transmitido, de acordo com a lei de Stefan-Boltzmann, este é função da diferença da quarta potência das temperaturas dos respetivos corpos. A transferência de calor por este meio irá ocorrer entre os dois corpos até que seja atingido o equilíbrio térmico. Neste estado, a lei de Kirchhoff designa que a emissividade de um corpo iguala a sua absorvência (Incropera et al., 2011).

No contexto do ambiente térmico, a quantificação da energia térmica da envolvente é feita pela medição da temperatura radiante média do local. Esta temperatura é definida como a temperatura de um invólucro preto uniforme, que troca a mesma quantidade de radiação térmica com o ocupante que o recinto atual (ASHRAE Standard 55:2004).

Após a definição deste método é possível perceber a sua importância uma vez que o corpo humano trocará calor por radiação com os corpos e o meio ambiente que se encontre no seu campo visual.

## **Condução Térmica**

Este método de transferência de calor ocorre quando dois meios, a temperaturas diferentes, se encontram em contacto direto. Como referido no ponto anterior, a temperatura está relacionada com o nível de agitação das partículas de um meio, e é tanto mais elevada quanto maior for a agitação. Desta forma, considerando dois meios que estão a temperaturas diferentes, as suas moléculas terão níveis de agitação diferentes. Quando em contacto, as moléculas mais energéticas do corpo quente irão colidir com as moléculas menos energéticas do corpo frio e transmitir parte da sua energia cinética (Incropera et al., 2011). A transferência de calor por condução ocorre em todas as formas de matéria que estejam em contacto, quer sejam sólidos, líquidos ou gases.

No contexto do ambiente térmico, a condução é importante para estudar a transferência de calor que ocorre entre o corpo humano com os meios que contacta, como por exemplo o chão, uma cadeira ou uma superfície a que o mesmo se encoste.

## Convecção

A transferência de calor por convecção, à semelhança do processo anterior, também acontece entre partículas que se encontram em contacto. No entanto, este método diferencia-se do anterior pelo aparecimento de difusão, ou de correntes, quando um grande número de partículas se move no meio como um agregado. Devido à natureza deste processo, a convecção ocorre somente quando um meio fluido (líquido ou gasoso) está envolvido, uma vez que as moléculas dos sólidos não possuem liberdade de movimento suficiente. A convecção é denominada de convecção natural quando a geração das correntes convectivas advém da diferença de densidades entre as moléculas, provocada por variações de temperatura (Figura 2.2). Por sua vez, quando o movimento do fluido é causado por uma força externa, como por exemplo uma ventoinha, o processo é denominado de convecção forçada. Na presença das correntes convectivas, a transferência de calor é bastante aumentada uma vez que este é transportado juntamente com a matéria (Incropera et al., 2011).



Figura 2.2: Representação das correntes convectivas num fluido.

No corpo humano, a convecção é um dos processos mais importantes na transferência de calor uma vez que o corpo está constantemente imerso em fluidos, seja em água ou no ar. Mesmo quando a superfície do corpo humano está coberta com roupa, a convecção continua a ocorrer, passando a envolver a roupa e o fluido circundante

## Evaporação

O processo de transferência de calor por evaporação faz uso da absorção de calor que um fluido necessita para passar do estado líquido para o estado gasoso. As moléculas de um fluido

em estado líquido estão sujeitas a interações moleculares entre si, possuindo, apesar disso, liberdade para vibrarem e movimentarem-se dentro do fluido. Durante estes movimentos, as moléculas do fluido colidem umas com as outras, transferindo energia entre si. Contudo, a transferência de energia não é uniforme e algumas moléculas são mais favorecidas que outras. No caso dessas moléculas se encontrarem à superfície, a energia recebida pode ser a suficiente para escapar do equilíbrio da interface líquido-gás, passando ao estado gasoso e levando consigo alguma energia.

A nível macroscópico, este processo utiliza uma grande quantidade de energia, onde, no caso do suor, por cada litro evaporado são perdidas cerca de 600 kcal ( $2,5\text{GJ/m}^3$ ). Uma vez que a evaporação é sempre um processo endoenergético, apenas pode ser utilizado como forma de perda de calor. Este ponto contrasta assim com os processos descritos anteriormente que tanto podem promover a perda, ou o ganho de calor.

## **2.1.2. Regulação da Temperatura**

O conhecimento dos fenómenos de transferência de calor que ocorrem entre o corpo humano e o meio ambiente facilita a compreensão de grande parte dos fenómenos regulatórios exercidos pelo corpo humano. Contudo, o primeiro passo para a regulação da temperatura passa pela percepção da sensação térmica. Neste aspeto, a pele desempenha um papel de elevada importância. É na pele que estão localizados os nervos periféricos com função termorreceptora e, para além disso, esta tem a função de isolar e controlar a perda de calor para o exterior.

A sensação térmica do corpo provém de dois tipos de termorreceptores. Estes dividem-se em termorreceptores periféricos, localizados na pele, e em termorreceptores centrais que estão localizados nos órgãos internos do corpo (Widmaier et al., 2003). Em relação aos termorreceptores centrais, estes desempenham um papel de grande importância pois entram na regulação da temperatura interna do corpo que tem de ser mantida num intervalo restrito (Hensel, 1981). Por outro lado, a pele apresenta uma maior variedade de temperaturas, estando a última relacionada com a temperatura do meio envolvente. Os termorreceptores localizados na pele têm duas funções principais: fornecer informação sobre o ambiente, permitindo identificar zonas frias e quentes na pele, assim como assegurar a proteção do organismo, identificando zonas demasiado quentes ou frias que possam causar danos (Widmaier et al., 2003).

Os mecanismos de regulação da temperatura são geridos quase na sua totalidade por sistemas de *feedback* do sistema nervoso e quase todos operam sob a regulação do hipotálamo (Guyton & Hall, 2005). Quando os recetores de temperatura do hipotálamo detetam que a temperatura corporal está desregulada, este desencadeia um conjunto de procedimentos para contrariar a variação de temperatura. A ação do hipotálamo e das outras áreas cerebrais responsáveis pela manutenção da temperatura sobre os agentes efetores realiza-se sobretudo por via dos nervos simpáticos para as glândulas sudoríparas, arteríolas da pele e para a medula adrenal, bem como através dos neurónios motores para os músculos esqueléticos (Figura 2.3).

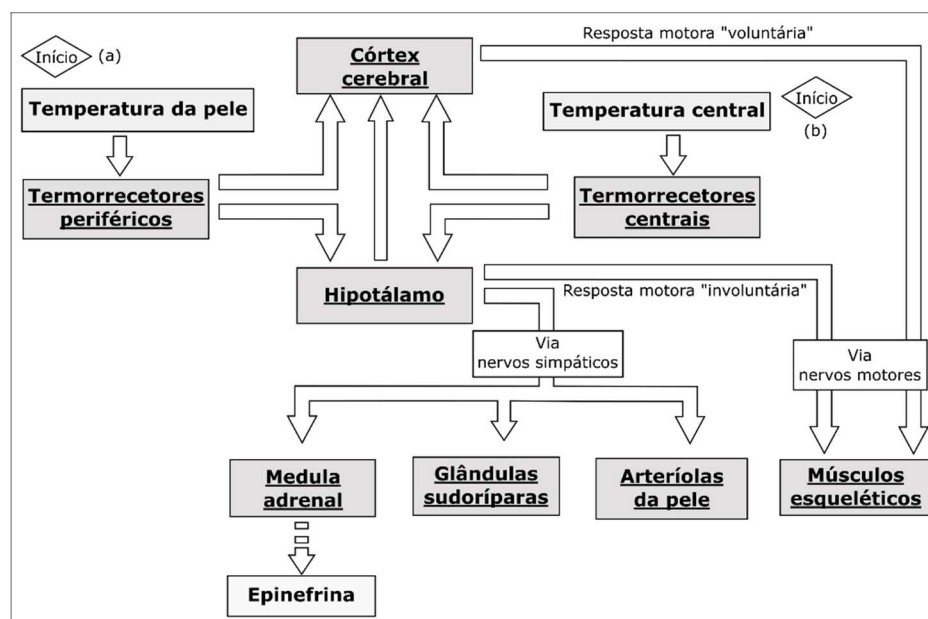


Figura 2.3: Esquema representativo dos mecanismos de regulação de temperatura, sendo (a) termorreceptores periféricos e (b) termorreceptores centrais. A linha tracejada representa a via hormonal da medula adrenal, esta via é de importância reduzida nos adultos. As linhas sólidas representam as vias neuronais. Esquema adaptado de Widmaier et al. (2003).

### 2.1.3. Fatores Autónomos

São considerados como fatores autónomos as respostas do corpo humano, no âmbito da regulação de temperatura, quando estas são realizadas de forma inconsciente.

Quando existe a necessidade de aumentar a temperatura corporal, os músculos são os maiores contribuidores, devido ao seu elevado consumo de energia e, portanto, produção de calor. O aumento gradual da contração muscular, podendo chegar a tremores quando necessário, requer um consumo adicional do ATP presente no corpo. O consumo desta molécula energética é exoenergético e parte da energia libertada é manifestada como calor. Paralelamente, o movimento

muscular gera atrito nos fluidos corporais e fibras musculares, o que também produz calor (Guyton & Hall, 2005). A ativação dos tremores é realizada pelos nervos motores eferentes que ativam os músculos, sendo estes controlados primariamente pelo hipotálamo. Uma das grandes vantagens deste mecanismo é que praticamente não realiza trabalho externo. Desta forma, praticamente toda a energia consumida é utilizada na produção de calor. Para além da produção de calor, o corpo humano atua ainda a nível muscular quando a temperatura é elevada. Neste último caso, o organismo reduz a contração muscular basal assim como o movimento voluntário. No entanto, este processo de perda de calor não é muito eficaz, pois o metabolismo só pode ser reduzido até um determinado patamar.

Embora o controlo da produção de calor no organismo seja um ponto importante na termorregulação, este tem um impacto maior quando é realizado na interface com o exterior, mais precisamente, na pele. A pele é o órgão mais extenso do corpo humano e interage constantemente com o meio exterior. Esta desempenha diversas funções, como por exemplo: sensoriais, sociais e de proteção. A nível do ambiente térmico, esta interage de diversas formas com o meio que a rodeia (Figura 2.4), o que possibilita diversas abordagens para a regulação da transferência de calor com o exterior.

Na transferência de calor das zonas interiores do corpo para as zonas periféricas, o sangue ocupa um lugar de elevada importância. Este é um meio de ligação que passa pelos órgãos internos do corpo, onde absorve calor, e transporta-o para regiões mais periféricas como a pele. Estando a pele geralmente a temperaturas mais baixas, o sangue liberta aqui calor tendo um comportamento semelhante a um fluido térmico. Desta forma, o controlo do fluxo sanguíneo contribui, de forma eficaz no controlo da temperatura corporal. Diminuindo o fluxo de sangue para uma determinada região, é possível baixar a quantidade de calor que chega a esse local, e assim limitar a perda de calor. Este processo é denominado por vasoconstrição. Em contraste, em caso de necessidade de promover a perda de calor, a realização desta é possível com o aumento do fluxo de sangue que chega à pele, caso esta esteja mais fria do que o interior. Por analogia, este processo denomina-se por vasodilatação. Este processo de controlo do fluxo sanguíneo pode, por si só, regular a temperatura do corpo humano numa gama de temperaturas aproximada de 25°C a 30°C para um indivíduo sem roupa (Widmaier et al., 2003).

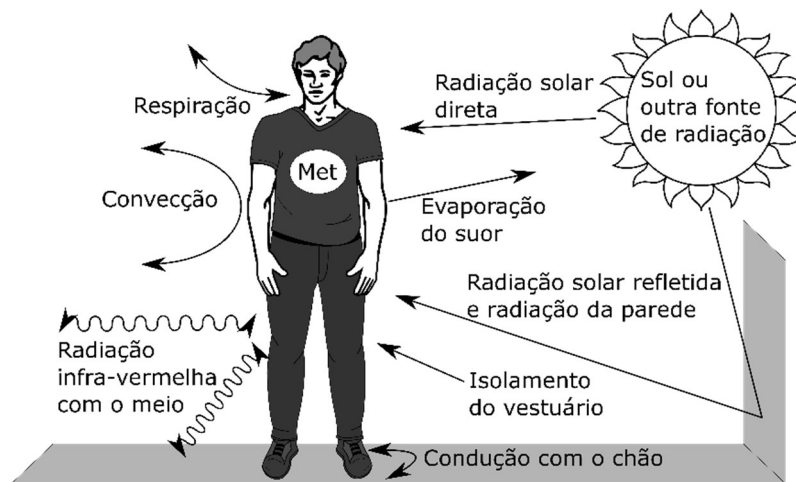


Figura 2.4: Esquema representativo das trocas de calor entre o meio ambiente e o corpo humano.

A piloereção, comumente conhecida por “arrepios”, constitui também um processo de termorregulação. Cada pelo na superfície da pele tem conectado um pequeno músculo eretor, que é responsável por levantar o pelo a que se encontra conectado, após estímulo do sistema nervoso simpático. O objetivo da elevação dos pelos é aprisionar uma camada de ar junto à pele. Esta camada de ar é aquecida pela pele e como se encontra aprisionado não promove convecção com o ar envolvente. Desta forma, esta pequena camada de ar funciona como um isolante térmico, diminuindo a perda de calor.

A perda de calor através da evaporação do suor é um fator autónomo, e um dos métodos mais eficazes na remoção de calor do corpo humano. Nos casos em que a temperatura exterior é superior à temperatura da pele, este torna-se no único método do corpo para perda de calor (Miguel, 2014; Widmaier et al., 2003). O processo de sudação é composto por duas fases. A primeira consiste na libertação de suor, que é maioritariamente constituído por água, para a superfície da pele. Esta ação é executada pelas glândulas sudoríparas, por ativação do sistema nervoso simpático. A segunda fase da sudação consiste na mudança de fase, da água contida no suor, do estado líquido para o estado gasoso. Este processo de mudança de fase absorve uma grande quantidade de energia à superfície da pele, arrefecendo-a. Este processo, para além da capacidade de sudação do indivíduo, depende também da pressão de vapor de água no ar, sendo este o fator limitante na capacidade de perda calor por evaporação (Sherwood, 2010). No caso de o ar envolvente se encontrar saturado, isto é, a pressão de vapor do suor for igual à pressão de vapor de água na atmosfera, (humidade relativa de 100%) o suor que se encontra na pele não vai ser capaz de evaporar e este meio de termorregulação perde a sua eficácia.

#### **2.1.4. Os Fatores Comportamentais**

Em adição aos processos implementados pelo corpo de forma inconsciente, é possível contribuir para a regulação da temperatura corporal recorrendo à adoção de diferentes comportamentos, sendo, neste caso, aplicados de forma consciente. Quando aplicados corretamente, estes fatores são mais importantes e efetivos do que as respostas autónomas (Nagashima, 2006).

A utilização de diferentes peças de vestuário é um exemplo deste tipo de fatores. Alterando o vestuário promove-se a modificação da resistência à transferência de calor entre a pele e o exterior. No caso de um indivíduo se encontrar exposto a um ambiente frio, este consegue prevenir a perda de calor do corpo aumentando a resistência conferida pelo vestuário. Este processo pode ser conseguido pela utilização de um maior número de peças de vestuário, ou de vestuário mais isolante. No caso de o ambiente externo estar mais quente, é possível facilitar a perda de calor pela utilização de peças de vestuário menos isolantes, ou pela utilização de um menor número de camadas. Neste último caso, o vestuário pode ser utilizado como uma barreira à temperatura radiante e à perda exagerada de água por sudção. Contudo, neste caso as roupas deverão ser largas para permitir o movimento adequado à transpiração (Widmaier et al., 2003). O vestuário é na sua essência a verdadeira fronteira do corpo humano com o ambiente térmico exterior, uma vez que cobre a maior parte do corpo e dita a cinética dos diferentes processos de transferência de calor. Este oferece resistência à passagem do calor por condução, diminui a ação convectiva da velocidade do ar oferecendo um grau de impermeabilidade. No caso da radiação térmica, a energia radiante é trocada com o vestuário, dependendo da sua absorvência e, no caso da sudção, o suor necessita de passar pelas fibras do vestuário antes de poder atingir o ar exterior e evaporar (Cunha, Teixeira, & Teixeira, 2009). Esta versatilidade confere ao vestuário uma importância elevada no controlo da temperatura corporal, sendo utilizado até como equipamento de proteção em situações extremas, como por exemplo, no caso dos bombeiros.

Relativamente à produção de calor, é também possível influenciar a sua produção recorrendo a métodos comportamentais, pelo controlo dos músculos esqueléticos. Numa situação em que o ambiente exterior é frio, a ativação dos músculos com a realização de exercício físico irá originar um aumento da taxa metabólica e, por conseguinte, do calor que é produzido. Na situação inversa,



evitar a realização de esforços físicos ajuda na diminuição da taxa metabólica e, portanto, na diminuição da produção de calor.

Adicionalmente às medidas apresentadas, uma das formas mais eficazes na regulação da transferência de calor é a procura de locais que ofereçam proteção das condições ambientais. A movimentação de um local que esteja ao sol para uma sombra num dia quente, o sair da chuva num dia frio, o facto de procurar abrigo do vento são formas de promover a termorregulação com alteração comportamental (Parsons, 2014; Widmaier et al., 2003). Os edifícios constituem assim outra forma de proteção ambiental, sendo utilizados pelo Homem para encontrar abrigo do ambiente exterior, levando-o a colocar estes locais o mais próximo possível das condições de conforto.

### **2.1.5. Fatores não Térmicos**

A regulação de temperatura no corpo humano é também influenciada por fatores adicionais aos já referidos. Estes consistem em variáveis que estão relacionadas com o estado ou características individuais do organismo em questão e afetam sobretudo a produção de calor, por alteração do metabolismo. A Tabela 2.1 exemplifica alguns desses fatores.

Tabela 2.1: Fatores não térmicos que influenciam o sistema termorregulatório. Adaptado de Kenneth C. Parsons (2014) e de Widmaier et al. (2003).

<b>Fatores não térmicos</b>		
• Idade	• Sexo	• Forma física
• Estado de Saúde	• Ferimentos	• Intoxicação Drogas/Álcool
• Hipoglicémia (baixo açúcar no sangue)	• Adaptação ao frio/calor	• Gravidez/Menstruação/Aleitamento
• Elevados níveis de dióxido de carbono/baixos níveis de oxigénio	• Menopausa	• Ingestão recente de alimentos
• Temperatura corporal	• Stresse emocional	

## **2.2. Conforto Térmico**

Face à problemática do conforto térmico, o ser humano tem desenvolvido metodologias para avaliar diferentes situações e identificar os fatores inerentes ao conforto térmico. Este conceito

está definido como sendo individual, isto é, varia de indivíduo para indivíduo. Contudo, para viabilizar a avaliação do conforto térmico é necessário expandir a metodologia de forma a englobar uma determinada população. Para este efeito, têm sido desenvolvidos métodos matemáticos de avaliação do ambiente com vista a prever o conforto dos utilizadores do espaço. Estes modelos visam prever, com um nível de certeza aceitável, o grau de satisfação com o ambiente térmico, conjugando as diferentes interações do corpo humano com o ambiente que o rodeia.

Têm sido desenvolvidos vários modelos para a avaliação do conforto térmico. Um dos mais conhecidos é o índice desenvolvido por Fanger (1970), que considera o ambiente uniforme. Apesar de ter sofrido modificações, este é um modelo simples que correlaciona diferentes variáveis com influência no conforto térmico. Com o desenvolvimento das tecnologias e do poder computacional, são cada vez mais desenvolvidos modelos numéricos de maior capacidade, capazes de modelar as interações do corpo com o ambiente com detalhe. Dentro desta categoria existem modelos que podem ser utilizados como ferramenta de previsão para estimar os danos de contacto com superfícies muito quentes ou muito frias, até aos modelos tridimensionais de baseados como o desenvolvido por Tanabe et al. (2002). O desenvolvimento destes modelos tem ocorrido ao longo de vários anos, tendo sido feitas diferentes abordagens na modulação dos fenómenos termofisiológicos como pode ser visto na Tabela 2.2.

Atualmente, os modelos mais recentes seguem o conceito de segmentação do corpo humano, dividindo-o em diferentes partes e camadas com características distintas. A modelação matemática destes modelos é dividida em dois sistemas, de acordo com a interação do corpo humano. Os sistemas em questão são denominados de sistemas passivos e sistemas ativos. Os sistemas passivos modelam o corpo humano tendo em conta os fenómenos físicos de transferência de calor entre o corpo humano e a superfície do meio envolvente. Por sua vez, o sistema ativo simula as respostas termorregulatórias do sistema nervoso central (Fiala, Lomas, & Stohrer, 2001), tendo assim em conta a resposta e adaptação do organismo ao ambiente que o rodeia, como por exemplo, a capacidade de sudoreção.

Os modelos baseados em multissegmentos, que constituem a base para os modelos mais usados atualmente, foram desenvolvidos por Stolwijk (1971) para os programas Skylab e Apollo da NASA. Nestes projetos foram desenvolvidos os conceitos fundamentais, os algoritmos base, as constantes físicas e o controlo fisiológico de subsistemas para muitos modelos multinodos (Alfano

& Palella, 2008). No entanto, os modelos desenvolvidos estavam limitados a aplicações terrestres uma vez que consideravam a situação de um indivíduo a utilizar um fato espacial. Contudo, esta limitação foi removida com o desenvolvimento de diferentes trabalhos, entre os quais os modelos de Fiala, Huizenga, Arens e Tanabe (Fiala et al., 2001; Huizenga, Hui, & Arens, 2001; S. I. Tanabe et al., 2002).

Tabela 2.2: Modelos termofisiológicos humanos organizados por complexidade. Adaptado de Cheng et al. (2012).

<b>Data</b>	<b>Autor</b>	<b>Descrição</b>
1971	Givoni and Goldman	Modelo de um nodo; empírico
1971	Gagge et al.	Modelo de dois nodos
1977	Aze rand Hsu	Modelo de dois nodos
1992	Jones and Ogawa	Modelo de dois nodos com resposta transiente
1971	Stolwijk	Modelo térmico multi-nodal
1985	Wissler	Modelo térmico de elementos finitos com 225 nodos
1991	Ring and Dear	Modelo da pele com 40 camadas em diferenças finitas
1991	Smith	Modelo tridimensional em elementos finitos
1995	Fu	Modelo tridimensional em elementos finitos
1999, 2001	Fiala D et al.	Modelo térmico multi-nodal com 366 nós de tecido
2001	Huizenga C et al.	Modelo térmico multi-nodal Número arbitrário de segmentos
2002	Tanabe et al.	Modelo térmico multi-nodal com 65 nós
2008	Wan and Fan	Baseado no modelo de 16 segmentos de Tanabe et al. com incorporação da transferência de calor dinâmica e de humidade através do vestuário
2010	Teixeira et al.	Modelo multissegmento com incorporação da transferência de calor dinâmica e da humidade através do vestuário

A grande maioria dos modelos têm como base a população e são desenvolvidos com o intuito de prever a resposta média da população em geral utilizando as características de um indivíduo médio como altura e peso (van Ooijen, 2008). No entanto, com a adaptabilidade inerente aos modelos numéricos, tem existido um interesse crescente na personalização dos modelos de previsão de forma a abranger grupos restritos, ou casos específicos. Alguns exemplos de aplicação são: o desenvolvimento de têxteis para aplicações de isolamento; a previsão de resposta ao stresse como no cálculo do tempo de exposição a uma situação de frio/calor ou a um elevado esforço físico; e em situações clínicas como na determinação do conforto durante cirurgias, na resposta perante a anestesia e na resistência à hipotermia. Desta forma, os modelos mais recentes contemplam as diferenças individuais e ao mesmo tempo são cada vez mais específicos de forma a poderem superar as novas necessidades. Contudo, a validação destes modelos requer que se proceda a testes reais, o que reforça a necessidade do estudo aqui elaborado.

### 2.2.1. Modelo de Avaliação do Conforto Térmico de Fanger

O modelo de avaliação do conforto térmico, proposto por Fanger em 1967, tem por base o conceito da neutralidade térmica. Quando este conceito é verificado, o corpo humano encontra-se em equilíbrio térmico com o seu exterior, significando que a soma entre calor gerado no corpo com o calor recebido de fontes externas é perdida na mesma quantidade para o exterior. A associação deste conceito ao conforto térmico parte do princípio de que o corpo humano necessita de manter uma temperatura interna constante. Desta forma, a sensação de desconforto seria manifestada sempre que algum fator alterasse o equilíbrio térmico corporal. A Equação (2.1) que traduz o equilíbrio térmico entre o corpo humano e o seu ambiente.

$$M+W+R+C+K+E_D+E_{Re}+E_{Su}+S_a=0 \quad (2.1)$$

A variável  $M$  representa a energia gerada pelo organismo;  $W$  representa o trabalho externo, ou seja, a energia exercida pelo corpo que não é convertida em calor;  $R$  representa o calor perdido por radiação;  $C$  representa o calor perdido por convecção;  $K$  representa o calor perdido por condução;  $E_D$  representa o calor perdido pela evaporação da água que chega à superfície da pele por difusão;  $E_{Re}$  representa a soma dos fluxos de calor com o ar inspirado e respetiva humidificação;  $E_{Su}$  representa o calor perdido por evaporação da água proveniente da sudação, e  $S_a$  representa a carga térmica no organismo.

As unidades de energia normalmente utilizadas nesta equação são  $J.s^{-1}$ , ou  $W$ . Contudo, como a energia térmica é contabilizada como um fluxo, é necessário padronizar a energia transferida tendo em conta a área corporal. Desta forma, também é possível comparar mais facilmente as diferenças entre pessoas. A unidade utilizada para os fluxos de energia é  $Wm^2$ . Devido à complexidade em medir a área corporal para as diferentes pessoas, esta é geralmente aproximada com recurso à correlação proposta por Dubois e Dubois em 1916, traduzida pela Equação (2.2).

$$A_D = 0,202 \times P^{0,425} \times H^{0,725} \quad (2.2)$$

A variável  $A_D$  representa a área corporal superficial em m<sup>2</sup>;  $P$  representa o peso do corpo em kg e  $H$  representa a altura do corpo em metros.

O conceito da neutralidade térmica, assim como o índice de Fanger ainda estão na base da avaliação do conforto térmico na atualidade. De facto, a metodologia apresentada na norma ISO 7730:2005 para a avaliação do conforto térmico ainda faz uso, com algumas atualizações, do índice de Fanger e do conceito da neutralidade térmica. É importante referir, contudo, que esta associação de conceitos é uma aproximação e um indivíduo pode mesmo sentir frio ou calor quando se encontra termicamente neutro.

O objetivo do índice de Fanger é correlacionar as variáveis térmicas relativas à transferência de calor de forma a obter uma escala de conforto. As variáveis consideradas no índice referido provêm de duas fontes distintas: uma diz respeito ao ambiente que envolve o corpo humano, e a outra às características do corpo humano. Apesar da grande complexidade e do elevado número de fatores pessoais que influenciam o conforto térmico, de entre os quais os referidos na Tabela 2.1, o índice de Fanger utiliza somente duas variáveis pessoais: a taxa metabólica e o isolamento térmico conferido pelo vestuário. Estas foram eleitas devido ao peso que comportam no equilíbrio térmico entre o corpo e o ambiente, desempenhando um papel direto na transferência de calor e na neutralidade térmica. As variáveis relacionadas com a envolvente do corpo humano e que estão também diretamente relacionadas com os fenómenos de transferência de calor, são: temperatura do ar, velocidade do ar, temperatura radiante e humidade relativa.

A expressão matemática que correlaciona as variáveis térmicas no índice de Fanger é dada pela Equação (2.3), conforme expresso na norma ISO 7730:2005.

$$PMV = [0,303 \cdot \exp(-0,036 \cdot M) + 0,028] \cdot \left\{ \begin{array}{l} (M - W) - 3,05 \cdot 10^{-3} \cdot [5733 - 6,99 \cdot (M - W) - p_a] \\ -0,42 \cdot [(M - W) - 58,15] - 1,7 \cdot 10^{-5} \cdot M \cdot (5867 - p_a) \\ -0,0014 \cdot M \cdot (34 - t_a) - 3,96 \cdot 10^{-8} \cdot f_{cl} \cdot [(t_{cl} + 273)^4 - (\bar{t}_r + 273)^4] \\ -f_{cl} \cdot h_c \cdot (t_{cl} - t_a) \end{array} \right\} \quad (2.3)$$

As variáveis  $t_a$ ,  $\bar{t}_r$  e  $p_a$  são, respetivamente, a temperatura do ar, a temperatura radiante e a pressão parcial de vapor de água. O parâmetro  $t_{cl}$  corresponde à temperatura superficial da

roupa,  $h_c$  corresponde ao coeficiente convectivo de transferência de calor e  $f_d$  corresponde ao fator da área superficial do vestuário. O cálculo dos fatores anteriores é efetuado com recurso às Equações (2.4), (2.5) e (2.6) respetivamente.

$$t_{cl} = 35,7 - 0,028 \cdot (M - W) - I_{cl} \cdot \left\{ 3,96 \cdot 10^{-8} \cdot f_{cl} \cdot \left[ (t_{cl} + 273)^4 - (\bar{t}_r + 273)^4 \right] + f_{cl} \cdot h_c \cdot (t_{cl} - t_a) \right\} \quad (2.4)$$

$$h_c = \begin{cases} 2,38 \cdot |t_{cl} - t_a|^{0,025} & \text{para } 2,38 \cdot |t_{cl} - t_a|^{0,025} > 12,1 \cdot \sqrt{v_{ar}} \\ 12,1 \cdot \sqrt{v_{ar}} & \text{para } 2,38 \cdot |t_{cl} - t_a|^{0,025} < 12,1 \cdot \sqrt{v_{ar}} \end{cases} \quad (2.5)$$

$$f_{cl} = \begin{cases} 1,00 + 1,290 I_{cl} & \text{para } 1,00 + 1,290 I_{cl} \leq 0,078 m^2 \\ 1,05 + 0,645 I_{cl} & \text{para } 1,05 + 0,645 I_{cl} > 0,078 m^2 \end{cases} \quad (2.6)$$

As variáveis  $I_{cl}$  e  $v_{ar}$  são, respetivamente, o isolamento do vestuário e a velocidade do ar. O resultado obtido é uma previsão do nível de satisfação de uma população para com o ambiente térmico a que estão expostas. O resultado está compreendido numa escala de 7 pontos, conforme apresentada na Tabela 2.3.

Tabela 2.3: Escala de sete pontos da sensação térmica e respetivo valor de PPD. Adaptado de ISO 7730: 2005.

<b>Escala PMV</b>	<b>Sensação térmica subjetiva</b>	<b>Valor de PPD associado [%]</b>
-3	Muito Frio	99,1
-2	Frio	76,8
-1	Ligeiramente Frio	26,1
0	Neutro	5,0
+1	Ligeiramente Quente	26,1
+2	Quente	76,8
+3	Muito Quente	99,1

Nesta escala, proposta por Fanger, o 0 corresponde à situação de neutralidade térmica, o -3 à sensação mais fria e o +3 à sensação mais quente. O nível de sensação térmica é subjetivo devido, essencialmente, ao erro associado ao modelo numérico do PMV, e à complexidade dos fatores pessoais.

Esta complexidade, associada à dificuldade da avaliação destes parâmetros, faz com que nem sempre seja possível a determinação do ambiente térmico neutro para todas as pessoas no mesmo local (ASHRAE Standard 55:2004). Desta forma, associado ao PMV existe um outro fator (PPD) que, perante um determinado valor de PMV reflete uma percentagem previsível de insatisfação (Equação (2.7)). Mesmo perante uma situação ideal de  $PMV = 0$  existe uma percentagem de insatisfação de 5% (ASHRAE Standard 55:2004; ISO 7730:2005).

$$PPD = 100 - 95 \cdot \exp\left(-0,03353 \cdot PMV^4 - 0,2179 \cdot PMV^2\right) \quad (2.7)$$

Apesar de este método ter em conta diferentes variáveis, é importante ter em mente que se trata de uma aproximação. Uma limitação que lhe está associada é que o nível de conforto térmico é baseado em condições médias do ambiente, mais precisamente, que o corpo está rodeado por uma temperatura uniforme equivalente. Esta situação é uma particularidade que nem sempre se verifica. Em muitas situações, diferentes partes do corpo vão estar em contacto com ambientes térmicos distintos, como por exemplo, uma lareira que aquece predominantemente uma determinada superfície corporal, a presença de uma janela e o chão frio no inverno, entre outros. A presença destas assimetrias, quando acentuadas, são uma causa de desconforto mesmo que no âmbito global o ambiente térmico seja favorável. Devido à sua origem, este desconforto é denominado por desconforto térmico local. Este problema afeta sobretudo as pessoas com atividades sedentárias, que são mais sensíveis às variações térmicas e diminuem essa sensibilidade para níveis de atividade elevados. O desconforto mais comum é causado por correntes de ar e pode ser avaliado utilizando o *Draught Rate* (DR). Para calcular este parâmetro é utilizada a Equação (2.8).

$$DR = (34 - t_{a,l}) (\bar{v}_{a,l} - 0,05)^{0,62} (0,37 \cdot \bar{v}_{a,l} \cdot Tu + 3,14) \quad (2.8)$$

Para  $\bar{v}_{a,l} < 0,05 \text{ m/s}$  usar  $\bar{v}_{a,l} = 0,05 \text{ m/s}$

Para  $DR > 100\%$  usar  $DR = 100\%$

O valor do DR é diretamente refletido numa percentagem de pessoas insatisfeitas devido a correntes de ar. Relativamente às variáveis,  $t_{a,l}$  é a temperatura do ar local em graus Celsius para temperaturas entre os 20 °C e 26 °C;  $\bar{v}_{a,l}$  é a velocidade média do ar local em metros por segundo

para velocidades inferiores a 0,5 m/s e  $Tu$  é a intensidade de turbulência local, em percentagens compreendidas entre 10% a 60%. Caso este valor seja desconhecido pode ser aproximado a 40%.

No entanto também pode advir de grandes variações de temperatura entre a cabeça e os tornozelos, por um solo demasiado frio ou quente, ou por assimetrias elevadas na temperatura radiante.

## **2.3. Conforto em Salas de Operações**

O conforto é um fator importante para a saúde e bem-estar do indivíduo e contribui significativamente para o seu desempenho profissional (Parsons, 2014).

Desta forma, a previsão do conforto térmico para os pacientes e colaboradores das Unidades de Saúde torna-se uma mais-valia ao nível da arquitetura dos edifícios e, também, para o controlo e desenho dos respetivos sistemas de climatização. O presente estudo é igualmente importante no estabelecimento de guias para o uso de vestuário e escolha adequada de roupa de cama em locais de internamento (Dharan & Pittet, 2002; Verheyen, Theys, Allonsius, & Descamps, 2011).

A noção de conforto térmico está dependente de vários parâmetros e é influenciada por fatores físicos, fisiológicos e psicológicos por entre outros (Lin & Deng, 2008; Miguel, 2014). A natureza complexa destes fatores impossibilita prever, com rigor, a sensação térmica de cada indivíduo.

No entanto, de entre os índices existentes para a avaliação térmica, e por o ambiente apresentar condições próximas do que é considerado a neutralidade térmica, foi resolvido utilizar o índice de Fanger (PMV/PPD), que tem uma base estatística e permite prever o voto médio de satisfação numa escala subjetiva (ISO 7730:2005). A robustez deste método tem sido verificada através da realização de diversos estudos focados na avaliação do ambiente térmico a que as pessoas estão expostas, com o objetivo de melhorar as condições de trabalho (Djongyang, Tchinda, & Njomo, 2010; Verheyen et al., 2011). A parametrização dos ambientes das Unidades de Saúde e, particularmente, dos hospitais, é exigente, sendo os sistemas AVAC um ponto fulcral daquelas unidades. Estes sistemas têm um papel fundamental não só na manutenção das condições de conforto, como também na manutenção da qualidade e assepsia do ar hospitalar (ASHRAE, 2007;



T. T. Chow & Yang, 2005). Na Tabela 2.4 é possível observar algumas especificações exigidas para as salas de operações.

Devido à existência das diferentes funções dos sistemas AVAC, o controlo destes torna-se um processo complexo uma vez que a alteração de um parâmetro, em direção ao conforto térmico, pode colocar em causa o equilíbrio do sistema face à qualidade do ar. Através da verificação de trabalhos realizados por outros autores, constatou-se que existe uma grande dispersão na sensação térmica dos utilizadores dos espaços em questão (Dascalaki, Gaglia, Balaras, & Lagoudi, 2009). Apesar do verificado, foi considerado que o assunto não está suficientemente aprofundado nas unidades de saúde, sobretudo nas salas de operações, acrescentando a mais-valia que este estudo retrata uma situação portuguesa. Assim, existe a necessidade de estudar estes ambientes com vista à obtenção de uma melhor avaliação e ao respetivo melhoramento.

Tabela 2.4: Condições recomendadas para o ar interior em salas de operações.

<b>Temperatura (°C)</b>	<b>Humidade relativa (%)</b>	<b>Ventilação</b>	<b>Referência</b>
20-24	60	15 a 20 renovações de ar por hora	Decreto regulamentar n.º 63/94, de 2 de Novembro 1994
20-24	30-60	Pressão positiva de pelo menos 2,5Pa. Difusores de fornecimento primários não aspirantes. Mínimo de 20 renovações de ar por hora, com um mínimo de 4 renovações de ar por hora no ar exterior.	ASHRAE standard 170-2008, ventilation of health care facilities

O trabalho de campo, embora forneça avaliações mais precisas, é de difícil realização uma vez que estas unidades são de acesso restrito (Care & ISQua, 2003), devido a diferentes exigências. Desta forma, não é viável a realização de testes sistemáticos, dado o custo e o risco associados às visitas às salas de operações (Macario, 2010; Piteira, 2007). Esta circunstância vem assim realçar a importância do desenvolvimento de métodos alternativos para estudar o conforto térmico.

Como alternativa à avaliação experimental, é possível utilizar a modelação computacional, onde os métodos *Computational Fluid Dynamics* (CFD) ocupam um papel importante, havendo sido já utilizados em alguns estudos (Ho, Rosario, & Rahman, 2009). Estes métodos são uma alternativa vantajosa uma vez que não necessitam de um grande número de visitas ao local, podendo, idealmente, ser utilizados sem qualquer deslocação caso sejam conhecidas as

caraterísticas dos sistemas de ventilação. Contudo, os estudos convencionais de CFD contemplam apenas a simulação do meio a que as pessoas estão expostas. A introdução de um modelo termorregulatório que complementa a influência do corpo humano no meio ambiente (Cunha, 2009; Murakami et al., 2000; Teixeira et al., 2010) fornece assim um contributo importante para o desenvolvimento das metodologias de avaliação do ambiente térmico, completando a ligação entre o Homem e o meio.

## **2.4. Estudo de Caso**

O presente estudo foi elaborado numa sala de operações da região Norte de Portugal e incidiu sobre a população profissional. A execução de uma cirurgia requer um vasto conjunto de funções, o que cria a necessidade de haver um vasto leque de profissionais de saúde. No decorrer de uma cirurgia típica estão afetos à sala de operações as seguintes classes de profissionais: o cirurgião, o ajudante de cirurgião, o anestesista, o enfermeiro instrumentista, o enfermeiro anestesista, o enfermeiro circulante, técnico auxiliar de ação médica e profissionais de serviços gerais.

O Cirurgião é um profissional médico que executa, ou define os procedimentos cirúrgicos a serem executados pela equipa. Por sua vez, a cirurgia é composta por uma vasta categoria de tratamentos médicos invasivos, isto é, que invade a parte estéril do corpo humano, destinados ao tratamento de patologias. No presente estudo, o cirurgião tinha a especialidade médica de ortopedia.

O Ajudante de Cirurgião pode ser também um cirurgião na sua formação de base. A sua função principal é prestar auxílio ao trabalho do cirurgião e executa funções como incisões, afasta os órgãos para facilitar a intervenção cirúrgica, realiza suturas e corta os fios quando estas são realizadas pelo cirurgião.

A aplicação da anestesia é essencial para o controlo da dor tendo um carácter humanitário (Centro Hospitalar do Porto, 2017). O Anestesista é o responsável pela aplicação da anestesia ao paciente e pela monitorização do nível de consciência que este apresenta após a aplicação da mesma. É sobre o anestesista que cai a decisão de escolha do tipo de anestesia mais adequada para o paciente, tendo em conta a operação em causa e o metabolismo deste. Por norma, devido

à natureza do seu trabalho, este fica localizado junto à cabeceira da marquesa cirúrgica durante a aplicação da anestesia.

A classe dos enfermeiros é variada e essencial para a prestação dos cuidados de saúde (Björn, Rissén, Wadensten, & Josephson, 2017). Dentro desta classe, o Enfermeiro Instrumentista é a subclasse de enfermeiro presente na sala de operações que mais contato tem com o cirurgião no ato cirúrgico, sendo esperada uma colaboração responsável e consciente devido à importância das suas funções. A sua função primária é a de auxiliar o desenvolvimento da técnica operatória. Incluído nesta função, esta subclasse de enfermeiro necessita de prever riscos técnicos e humanos, conferindo segurança ao utente e à equipa cirúrgica ao longo de todo o ato cirúrgico (Cabral, 2004). Desta forma, este profissional deve prever, organizar, utilizar, gerir e controlar a instrumentação, o material e o equipamento para que a cirurgia decorra em segurança. Além do referido, este deve também fazer a ligação com o exterior, para que a cirurgia decorra nas condições de segurança adequadas para o doente e para a equipa cirúrgica.

O Enfermeiro Anestesista, no desempenho das suas funções, é responsável por observar de forma plena e intensiva o doente, estando atento a sinais e sintomas que alertem para complicações cirúrgicas. No caso de serem detetadas situações de urgência e emergência, este deve proceder de acordo com o problema (Cabral, 2004). Em verdade, toda a equipa médica é responsável pela observação e monitorização dos doentes. Contudo, o Enfermeiro Anestesista tem uma maior variedade de conhecimentos relacionados com fatores de segurança anestésica, logo a seguir ao Anestesista. Adicionalmente, o Enfermeiro Anestesista também é responsável por preparar todo o material necessário à anestesia.

O Enfermeiro Circulante é responsável por dispor, em mesas, os instrumentos necessários à cirurgia, antes do início desta. Desta forma o acesso aos instrumentos é facilitado. Na eventualidade de o Cirurgião necessitar de algum instrumento adicional que não esteja previamente disposto nas mesas, cabe ao Enfermeiro Circulante a obtenção desse instrumento. Esta é a razão do nome dado a esta subcategoria de enfermeiros. Estes profissionais são também responsáveis pela colocação do paciente na mesa cirúrgica antes do início da cirurgia, assim como pela sua remoção no final da mesma. Posteriormente, também cabe a estes profissionais transportar o paciente da sala cirúrgica para a sala de recobro pós-operatória.

Em relação ao Técnico de Ação Médica, este profissional está qualificado de forma a prestar apoio em serviços de saúde sob direção e supervisão de um técnico superior de saúde. O profissional em questão intervém na assistência ao utente com o objetivo de promover o seu bem-estar.

Relativamente aos profissionais dos serviços gerais, as suas responsabilidades passam pelo exercício de todas as tarefas genéricas de apoio geral ao serviço, respondendo às necessidades do sector para o qual estão destacados. As tarefas afetas a estes profissionais não podem interferir com o cumprimento das funções cirúrgicas relatadas anteriormente, nem podem realizar tarefas que assumam um caráter de urgência.

O trabalho realizado pelos enfermeiros e auxiliares de ação médica está repartido em três turnos de 8 horas. O primeiro é o turno da manhã que ocorre no horário das 8h às 15h, podendo estender-se até às 16h. Em seguida, o turno da tarde ocorre das 15h ou 16h até às 23h e, por fim, o turno da noite que ocorre entre as 23h e as 8h. Embora os profissionais trabalhem em horários rotativos, o último turno não desempenha funções no bloco operatório, estando este encerrado durante o turno da noite.

O estudo elaborado avalia o ambiente térmico da sala de operações em relação aos profissionais de saúde, recaindo sobre o Cirurgião, Ajudante de Cirurgião, Anestesiista, Enfermeiros (Instrumentista, Circulante e de Anestesia) e Técnico Auxiliar de Ação Médica. Os elementos relativos ao ambiente térmico que distinguem os profissionais são: a atividade exercida, o vestuário e a posição que estes ocupam na sala. Em relação à taxa metabólica, uma vez que cada profissional de saúde tem um conjunto específico de tarefas a desempenhar, a determinação desta variável foi simplificada como sendo a mesma dentro de uma classe de trabalhadores. Contudo, existia uma maior variabilidade em relação ao isolamento conferido pelo vestuário. Embora existisse um equipamento base a ser usado pelos profissionais de saúde, estes poderiam fazer algumas alterações ao vestuário dependendo da atividade cirúrgica e da sua sensação térmica. Por este motivo, esta variável foi determinada aplicando um questionário.

As peças de roupa comumente disponíveis nas salas de operações são as seguintes: blusa de manga curta, calça, avental de chumbo para quando for utilizado o aparelho de radiologia, socos ou sapatos, touca, máscara, luvas e bata. De entre as peças referidas, a Figura 2.5 representa as peças básicas de vestuário para a sala de operações que, para diminuir o risco de infeção, tem de

estar esterilizado. Além da função convencional de proteção térmica, este funciona como uma barreira que isola o corpo de quem o usa. O isolamento conferido não só protege o utilizador de contaminação por parte do paciente, como também protege as zonas estéreis do paciente de folículos de pele e de cabelos que são libertados ao longo do dia. Por esta razão, os profissionais de saúde que executam tarefas na proximidade do paciente, representados na Figura 2.6 A, não devem ter nenhuma parte do corpo exposta, excetuando o rosto que a máscara não cobre.



Figura 2.5: Vestuário obrigatório na sala operatória onde foi realizado o estudo. Os profissionais poderiam escolher entre a peça B e E, assim como entre a peça A e F. A: Fato não reutilizável; B: Barrete feminino; C: Socos; D: Protetores de calçado; E: Barrete masculino; F: Fato de tecido. Reproduzido de (Fernandes, Miguel, & Teixeira, 2014).

No caso dos Anestesiistas, Enfermeiros de Anestesia e Enfermeiros Circulantes, estes só ocupam a região da sala próxima do utente no início da atividade cirúrgica para aplicação da anestesia ao paciente e execução outras tarefas necessárias. No restante desenvolvimento da atividade cirúrgica, estes profissionais encontram-se numa região periférica da sala de operações. A observação das condições vitais do paciente, levada a cabo pelo Anestesiista e Enfermeiro de Anestesia é efetuada através de monitores localizados no ventilador mecânico que se encontra numa área de transição entre o centro e a zona periférica da sala. Tendo em conta a farda destes profissionais, esta é constituída por uma blusa manga curta, calça, socos, touca, máscara e luvas quando necessário.

Os restantes profissionais de saúde encontram-se também, maioritariamente, na zona periférica e apresentam uma farda semelhante. Esta é constituída por uma blusa manga curta, calça, socos, touca, máscara, luvas e casaco se necessário. A Figura 2.6 B é representativa do vestuário cirúrgico utilizado por estes profissionais.



Figura 2.6: A – Bata térmica utilizada pelo cirurgião, ajudante cirurgião e instrumentista na mesa cirúrgica.  
B – Roupagem utilizada no BO. Reproduzido de (Fernandes et al., 2014).

## **Capítulo 3    Revisão Bibliográfica**

---

### **3.1.    Avaliação Subjetiva do Conforto Térmico**

O corpo humano é um sistema termodinâmico que produz calor de forma constante e interage com o meio ambiente de forma a conseguir o balanço térmico indispensável para a vida humana. A troca de calor entre o corpo e o meio que o rodeia é constante, regida pelas leis da Física, influenciada por mecanismos de adaptação fisiológica, condições ambientais e fatores individuais (Guyton & Hall, 2005; Kurz, 2008). De acordo com Parsons (2014), não há dúvida de que o ambiente quente, moderado ou frio pode interferir nas atividades humanas, afetando o desempenho dos profissionais. Esta verificação é corroborada por diversos autores. Em 2016, um estudo elaborado por Seppänen, em trabalho de escritório, revelou uma diminuição do desempenho dos trabalhadores, para uma gama de temperaturas por eles avaliada. O desempenho

máximo que os investigadores obtiveram ocorreu para uma temperatura de 22° C, com uma diminuição do desempenho para 91,1% a 30° C (Seppänen, Fisk, & Lei, 2006). O estudo realizado por Tanabe e Nishihara, em 2013, determinou qual influência da exposição a um ambiente térmico menos favorável perante a imposição de regras para a poupança de energia. Perante as restrições aplicadas, a perceção dos trabalhadores relativamente à sua produtividade baixou, em média, 6% comparativamente com o verão anterior (S. Tanabe, Iwahashi, Tsushima, & Nishihara, 2013).

Porém, o principal objetivo da termorregulação é a manutenção da temperatura corporal dentro de valores saudáveis, evitando, ao mesmo tempo, grandes variações na temperatura interna do corpo de modo a que os sistemas metabólicos se consigam autorregular (Sherwood, 2010). Os mecanismos de termorregulação, juntamente com fatores comportamentais, são responsáveis por manter o equilíbrio térmico do corpo humano com o seu ambiente. Perante a exposição a um ambiente moderado, o corpo humano tende assim para um estado de equilíbrio onde o calor proveniente do metabolismo, juntamente com potenciais fontes de calor externas, iguala a perda de calor para o ambiente (Miguel, 2014; Prek, 2006). O equilíbrio térmico é assim definido por um balanço térmico neutro entre o ganho e perda de calor (ISO 7730:2005).

O conforto térmico para um local de trabalho pode ser definido como a sensação de bem-estar que os utilizadores manifestam em relação ao ambiente térmico (Miguel, 2014; Parsons, 2014). A sensação satisfatória para com o ambiente térmico está correlacionada com a temperatura radiante média, a humidade relativa, a temperatura do ar, a velocidade do ar, a atividade que o indivíduo está a desenvolver, assim como com o tipo de roupa que está a usar (ISO 7730:2005; Parsons, 2014). O conforto térmico envolve um conjunto de condições em que as pessoas se sentem confortáveis, estado esse que tende a ocorrer quando o equilíbrio térmico é alcançado (Stanković & Boričić, 2013).

De acordo com a Sociedade Americana de Engenheiros de Aquecimento, Refrigeração e Ar Condicionado, conhecida pela sigla ASHRAE na literatura inglesa, o conforto térmico é um estado mental em que uma pessoa expressa satisfação com o ambiente térmico que o rodeia (ASHRAE Standard 55P:2003). Segundo esta definição o conforto térmico é algo mais abrangente e como tal dependerá de mais fatores. Ainda assim, é possível a manutenção da temperatura interna do corpo num domínio de variação restrito, sem que haja um grande esforço para a manutenção da temperatura. As sensações de conforto, no entanto, são subjetivas e variam de pessoa para pessoa.



Desta forma, um ambiente pode ser termicamente confortável para uma pessoa enquanto para outras não o é. Esta individualidade presente na sensação térmica atribui um carácter subjetivo à avaliação do conforto térmico. De facto, apesar de as condições propostas pelas normas relativamente ao ambiente térmico do trabalho visarem abranger a população, devido ao carácter individual do conforto térmico, existirão sempre pessoas que sentem desconforto.

### **3.2. Estudos Experimentais**

Apesar da subjetividade inerente ao conforto térmico, para proteger a população de um determinado local, assim como para promover o seu conforto, é necessário, em primeiro lugar, desenvolver os meios para a avaliação do conforto térmico. A partir desta necessidade foram desenvolvidos os índices de avaliação do ambiente térmico. A aplicação destes índices possibilita relacionar os parâmetros térmicos de um ambiente, de forma a obter uma escala que seja interpretada pelo ser humano, p. ex.: frio ou quente. Desta forma é possível definir uma base de partida para o que é considerado um ambiente confortável, servindo de base para a normatização. De entre dos índices desenvolvidos, alguns são focados na proteção do indivíduo em relação ao ambiente térmico e outros são focados na presença ou ausência de conforto.

No primeiro caso, o foco consiste em estimar se o ambiente envolvente é potencialmente prejudicial à saúde do indivíduo, p. ex.: o ambiente potencia a alteração da temperatura interna, ou a desidratação. Estes ambientes estão normalmente associados a locais onde não é possível alterar o ambiente de forma funcional, ou controlá-lo. Para o caso de ambientes frios como a indústria de conservação de alimentos, não é possível, devido à natureza do trabalho desempenhado, aumentar a temperatura a que os trabalhadores estão expostos. Neste caso, a avaliação do ambiente térmico é feita, primeiramente, ao nível da proteção do trabalhador, verificando se este tem o isolamento térmico necessário que lhe permita manter a sua temperatura interna neste aspeto o índice IREQ desempenha um papel importante (ISO 11079:2007). Contudo, quando o indivíduo se encontra em ambientes exteriores, ou em locais com uma forte ventilação, o índice de arrefecimento pelo vento (Wind Chill Index) adquire um papel importante. Este índice descreve o calor perdido por radiação e convecção em função da temperatura e velocidade do ar. O seu desenvolvimento, elaborado por Siple e Passel (1945) teve por base a perda de calor em cilindros com água a 33 °C, temperatura esta que é aproximada à temperatura cutânea para um

indivíduo confortável e em repouso. Os resultados desta experiência serviram de base ao índice WCI atualmente objeto da norma ISO 11079:2007. O trabalho desenvolvido por Oliveira et al. (2014) avalia o ambiente térmico na indústria de distribuição de alimentos, em Portugal, determinando a sensação térmica de exposição ao frio. Com este trabalho foi verificado que apesar de haver vestuário de proteção, as suas características necessitavam de melhorias. Em ambientes quentes, é necessário verificar se a exposição prolongada não provoca o aumento da temperatura interna para valores considerados não seguros. O WBGT é um índice normalmente utilizado para este efeito, encontrando-se especificado na norma ISO 7243:1989. Adicionalmente, é importante garantir que o trabalhador não sofra de desidratação, utilizando, por exemplo, o índice PHS (Predicted Heat Strain) conforme descrito na norma ISO 7933:2004. A consulta de Jacklitsch et al. (2016) fornece também informações de como avaliar os trabalhadores expostos a um ambiente térmico quente e fornece sugestões de resolução para diferentes problemas. O documento citado refere também que os fatores que podem ser modificados por ações de engenharia estão relacionados com as trocas de calor convectiva, radiativa e evaporativa. Desta forma, estes devem ser o foco do construtor do local. No âmbito do conceito da proteção do trabalhador foram desenvolvidos vários estudos para validação da metodologia proposta, assim como na aplicação desta para avaliar o ambiente térmico.

No segundo caso, o foco é promover um ambiente térmico confortável, de forma a aumentar a satisfação dos indivíduos e a aumentar a sua produtividade. Atualmente, o índice mais utilizado para este efeito é o índice PMV/PPD, objeto da norma ISO 7730:2005. A ASHRAE também indica a utilização deste índice na avaliação de conforto térmico (ASHRAE Standard 55P, 2003). Estas normas são seguidas por diversos autores para a elaboração dos seus estudos, citando-se, por exemplo, a revisão sobre o conforto térmico de Djongyang et al. (2010) e a revisão de Cheng et al. (2012). O caso abordado no presente trabalho, tendo sido realizado em salas de operações, enquadra-se no âmbito do conforto térmico e, como tal, foi adotada a utilização do índice PMV/PPD. A ventilação é um ponto fulcral nos ambientes hospitalares, não só permitem condicionar o ambiente térmico para promover o conforto, como também são importantes na manutenção das condições de assepsia (ASHRAE Standard 170P:2006). As salas de operações são responsáveis por 33% dos custos hospitalares, salientando-se a importância de um controlo apertado com o intuito de reduzir desperdícios energéticos (Macario, Vitez, Dunn, & McDonald, 1995). O tema do conforto térmico em hospitais tem vindo a ganhar notoriedade, sendo abordado por diversos autores. Segundo Khodakarami & Nasrollahi (2012), os autores têm abordado na maioria dos casos

as diferentes alas hospitalares. Nestes trabalhos, o objetivo tem sido verificar se as alas frequentadas por utentes têm um bom nível de conforto térmico, salientando-se as salas de espera e as alas de recobro (Verheyen et al., 2011). Com um estudo realizado na Bélgica, Verheyen verificou haver uma discrepância entre os dados calculados e a avaliação subjectiva. Neste caso, 29% dos espaços não estavam em condições de conforto conforme as recomendações da norma ASHRAE Standard 55:2004. Contudo, 95% dos pacientes demonstraram satisfação com o ambiente térmico. Esta discrepância tem sido recorrente em diferentes localizações, onde Yau e Chew (2009) verificaram a preferência de temperaturas mais altas por parte dos ocupantes em relação ao sugerido pela mesma norma. A existência destas discrepâncias tem levado ao estudo de alterações ao modelo PMV/PPD, assim como à inclusão de modelos adaptativos. Por outro lado, outros autores demonstraram interesse em estudar tanto os pacientes como os trabalhadores dos hospitais e, adicionalmente, verificaram a influência do ambiente exterior na perceção do conforto térmico (Skoog, Fransson, & Jagemar, 2005). Skoog demonstrou que a premissa de os pacientes e profissionais poderem ser considerados como apenas um grupo está incorreta.

As salas de operações apresentam um ambiente exigente e sujeito a diferentes normas para a regulação da ventilação (ASHRAE, 2011; Decreto Regulamentar N.º 63/94, 1994; ET 6/2008, 2014). A regulamentação restrita nas salas de operações está ligada à necessidade de manutenção das condições de assepsia e de qualidade do ar. Apesar destas restrições, as condições reais das salas de operações podem apresentar uma grande variabilidade. Balaras et al (2007) efetuou uma auditoria a 20 salas de operações na Grécia e verificou que muitas das salas não apresentavam as condições estipuladas nas normas. As salas estudadas apresentavam, por exemplo, equipamento de filtragem inadequado, uma reduzida taxa de renovação de ar, um pobre controlo das condições térmicas e localização incorreta de equipamentos que bloqueavam as saídas de ar. Apesar da qualidade do ar ser o agente principal na criação das normas, o conforto térmico deve também ser tido em conta (Van Gaeve, Jacobs, Diltoer, Peeters, & Vanlanduit, 2014). Relativamente aos profissionais de saúde das salas de operações, estes desempenham atividades específicas e muito diferentes entre si conforme abordado anteriormente. Adicionalmente, o vestuário utilizado pelas diferentes classes de trabalhadores origina grandes variações no isolamento térmico (Zwolińska & Bogdan, 2012). A junção destes dois fatores altera as variáveis do conforto térmico e gera discrepância entre a sensação térmica dos profissionais. A sensação manifestada pelos profissionais é variada, existindo sensação de frio e de calor no mesmo espaço. De entre os profissionais, segundo os resultados de Dascalaki et al. (2009), as pessoas do sexo feminino

apresentam uma maior frequência de sintomas de mal-estar. Adicionalmente, Pourshaghaghly e Omidvari (2012) verificaram que apesar da implementação de sistemas AVAC nos hospitais, estes não são capazes de manter uma sensação térmica uniforme durante o verão e o inverno. A apreciação dos trabalhos realizados demonstrou que o ambiente térmico para os profissionais de saúde, numa sala de operações, é um ambiente complexo. A avaliação com recurso ao PMV/PPD tem vindo a demonstrar incoerências com os resultados obtidos e apresenta dificuldades de implementação na dinâmica hospitalar (De Giuli, Zecchin, Salmaso, Corain, & De Carli, 2013). Van Gaever et al. (2014) refere que as normas correntes para a ventilação das salas de operações falham em providenciar um ambiente térmico confortável segundo o especificado na ISO 7730:2005. O autor refere também que para assegurar o conforto térmico de uma classe de profissionais de saúde, os anestesistas, teria de aumentar a temperatura da sala, ou então reduzir a velocidade de insuflação de ar para valores que poriam em causa a eficiência da ventilação.

### **3.3. Estudos Numéricos**

As limitações do índice PMV/PPD podem ser superadas com a implementação ou complemento de uma metodologia alternativa, como os modelos numéricos que constituem uma mudança assinalável no estudo do ambiente térmico (De Dear et al., 2013). A definição completa deste ambiente está dependente de dois sistemas distintos, sendo estes o corpo humano e o seu meio envolvente. Desta forma, para uma correta modelação do problema é necessário abordar ambos os casos. O primeiro caso, refere-se à resposta termofisiológica do corpo humano para com o meio que o rodeia. Neste caso, os modelos desenvolvidos pretendem determinar de que forma o corpo responderá a estímulos exteriores, tendo em conta a sua adaptabilidade. Para este efeito têm surgido diferentes abordagens, começando com a definição da energia produzida pelo corpo humano. Givoni e Goldman (1971) desenvolveram uma das primeiras equações para o efeito, relacionando a energia metabólica com o terreno, o peso corporal, a velocidade do caminhar e a carga a transportar. O estudo em questão foi desenvolvido com uma amostra mista de homens e mulheres para ser usado com a população em geral. Pandolf et al. (1977) melhorou a equação anterior aumentando o detalhe na definição do terreno e colocando um fator para a postura, podendo o indivíduo estar em pé ou em movimento. Segundo Potter et al. (2013), que efetuou uma análise aprofundada às equações de determinação do calor metabólico, esta é a equação mais citada. Nesta linha de investigação, Williams & Wilkins (2014) correlacionaram a taxa metabólica

com o volume de oxigénio consumido pelo corpo. Com a definição da taxa metabólica, os modelos visaram englobar a interação do corpo com o ambiente. A abordagem mais comum para os modelos desenvolvidos consiste em considerar o corpo humano como um conjunto de resistências térmicas. Estas pretendem mimetizar o isolamento que os tecidos do corpo conferem à perda do calor para o exterior. Na nomenclatura normalmente utilizada, os pontos considerados para o cálculo nos modelos são denominados de nós. Relativamente à divisão espacial do corpo, esta é efetuada por segmentos e camadas. Os segmentos correspondem a diferentes partes de corpo, como o antebraço. Por sua vez, as camadas correspondem aos diferentes tecidos, dispostos radialmente relativamente ao centro do segmento, p. ex.: músculo e pele. Os modelos iniciais, mais simples, tinham uma complexidade menor em termos de nós e foram aumentando em complexidade com uma maior adição de nós (Tabela 2.2). Os modelos referidos têm sido sujeitos a diferentes desenvolvimentos que abrangem a adição das variáveis fisiológicas para a termorregulação, p. ex.: a circulação sanguínea, a difusão da humidade pelas fibras da roupa e a densidade dos tecidos (Yi, Fengshi, Yingxi, & Zhongxuan, 2004). O estudo desenvolvido neste trabalho utilizado contou com um modelo baseado no trabalho de Stolwijk que também contempla as adições de parâmetros fisiológicos (Teixeira et al., 2010). Apesar de terem uma aplicação abrangente estes modelos podem apresentar desvios dos valores reais. Neste caso estes podem ser readaptados para determinadas populações ou ser adicionados diferentes parâmetros de acordo com a necessidade dos investigadores (Raimundo, Pereira, Quintela, & Oliveira, 2015).

O segundo caso é referente ao meio envolvente e implica a utilização de um outro tipo de ferramenta de simulação, mais precisamente os modelos de dinâmica de fluidos computacional (CFD na sigla inglesa). Estes constituem uma ferramenta prática, rápida e económica de prever o comportamento do escoamento de um fluido em condições complexas (Versteeg & Malalasekera, 1995). A presença dos fluidos em diversas situações confere a esta metodologia a capacidade de poder ser utilizada em diversas áreas. Devido à complexidade e ao grande número de cálculos inerentes a esta metodologia, a sua evolução está fortemente ligada ao *software* e ao poder computacional disponível para a resolução dos problemas. Os *softwares* desenvolvidos baseados nesta metodologia podem ter um carácter específico ou um carácter lato. Neste caso, os primeiros são desenvolvidos para dar resposta a problemas particulares e contêm equações específicas ao problema. O desenvolvimento dos *softwares* com carácter lato são impulsionados pela grande diversidade na aplicação das metodologias CFD e podem ser utilizados para resolver problemas diversos (ANSYS, 2016). As técnicas utilizadas por esta metodologia sofreram grandes

desenvolvimentos nos últimos anos que aumentaram a sua eficiência e aplicabilidade. Ao mesmo tempo, o aumento do poder computacional contribuiu para baixar o custo destas metodologias, facilitando a aplicação em concepção de projetos e de sistemas eficientes. Uma dessas aplicações é o estudo dos sistemas AVAC utilizados para regular o ar interior dos edifícios (Fan & Ito, 2014; Nielsen, 2015).

As ferramentas CFD constituem uma grande vantagem no estudo da complexidade dos sistemas das salas de operações. Estas possibilitam não só o estudo do ambiente térmico, como também estudar os fenómenos de difusão das partículas. Um estudo realizado por Chow e Yang (2003) teve por objetivo a simulação da distribuição de temperatura, a dispersão de contaminantes e escoamento do fluxo de ar, a qual demonstrou um elevado grau de correspondência com os resultados das observações experimentais. Estes autores concluíram que o CFD é uma ferramenta útil para avaliar o desempenho de sistemas de ventilação na remoção de poluentes. De forma semelhante, Al-waked (2010) utilizou a metodologia CFD para avaliar e estudar o impacto na qualidade do ar interior das salas de operações, provocado por diferentes configurações da ventilação.

Ho et al. (2009) utilizaram a simulação computacional para avaliar o efeito de saída do ar e a posição da grelha de exaustão na remoção de contaminantes, assim como a avaliação do conforto térmico. Os autores concluíram que a localização da grelha de insuflação é mais importante do que a posição da grelha de escape. Por sua vez, Sadrizadeh et al. (2014) recorreram às simulações para estudar a ventilação vertical com a horizontal nas salas de operações. Os autores verificaram que para evitar contaminação por partículas, a zona de operação deverá estar mais baixa do que os instrumentos. Igualmente, não devem ser realizadas atividades entre a ventilação e o local de cirurgia.

Karthikeyan e Samuel (2008) também usaram o CFD para estudar condições de uma sala de operações, mais especificamente, para estudarem a qualidade do ar usando a concentração de CO<sub>2</sub> como um indicador. Neste trabalho concluiu-se que os perfis de dispersão de CO<sub>2</sub> podiam ser utilizados como indicador indireto da ocorrência de infeções pós-operatórias e que a turbulência próxima da mesa operatória tinha aumentado a sua concentração. Com o mesmo objetivo, Balocco e Lio (2011) demonstraram que o uso de ferramentas CFD pode fornecer um bom suporte em

estudos de dispersão de vírus através do transporte de aerossóis também em salas de operações de zonas de isolamento em hospitais.

Num trabalho mais recente, Liu et al. (2015) avaliaram o conforto térmico em salas de operações recorrendo ao CFD e a um modelo de termorregulação. Para o efeito foram calculados valores de PMV/PPD para diferentes partes do corpo humano representativos de diferentes profissionais. No final, os autores verificaram que era possível ligar os dois modelos na simulação do conforto térmico e que os ocupantes se encontravam em conforto térmico.

Adicionalmente, o estudo elaborado por Roelofsen (2011) demonstrou que as análises CFD proporcionam uma grande vantagem para a verificação da norma ISO 7730:2005, permitindo desenvolver uma melhor previsão dos fluxos de ar e dos gradientes de velocidade locais que podem causar sensação de desconforto térmico. Para o efeito, os autores utilizaram os dados provenientes das simulações para determinar a intensidade das correntes de ar (*Draught Rate*).

Esta página foi propositadamente deixada em branco.



# Parte II

## Capítulo 4 Avaliação Subjetiva

---

### 4.1. Metodologia de Construção e Aplicação dos Questionários

Os questionários são uma ferramenta importante na obtenção de determinados dados relativos à avaliação do conforto térmico. Estes permitem obter os dados da população em estudo, assim como as variáveis individuais de uma forma expedita. Aliados à necessidade de contacto direto com os questionados para obtenção das características individuais de cada utilizador, os questionários tornam-se assim numa ferramenta prática. Adicionalmente, os questionários têm a vantagem de que os dados obtidos ficam organizados de uma forma padronizada. A escolha das questões colocadas no questionário teve como principal objetivo a recolha das variáveis essenciais ao cálculo do conforto térmico, assim como obter a opinião individual de cada sujeito de estudo

perante o conforto térmico, isto é, qual o nível de sensação térmica individual. A forma com que as questões são colocadas é essencial para a compreensão do que é pretendido saber e importante na validade dos resultados. É essencial ter uma questão bem-apresentada para uma boa compreensão da mesma e assim obter resultados válidos. A utilização das normas e de trabalhos previamente realizados foi, assim, um importante alicerce na construção do questionário utilizado que se encontra no Anexo A1.

#### **4.1.1. Construção dos Questionários**

Para a construção dos questionários, as questões de âmbito pessoal foram escolhidas com o objetivo de caracterizar diferentes parâmetros que influenciam o conforto térmico. Estas questões permitiram dividir os inquiridos de acordo com os parâmetros considerados relevantes para o tratamento dos resultados. Contudo, garantiu-se que as questões colocadas não permitissem identificar individualmente os inquiridos, mantendo-se assim a confidencialidade do questionário. Para além destas variáveis, foi também requerido o preenchimento da data nos questionários. A inclusão deste campo, para além de permitir uma melhor organização dos dados, possibilita verificar a existência de diferenças consideráveis na expectativa térmica, uma vez que esta depende, em grande parte, da temperatura exterior.

A sensação térmica não é estável ao longo do ciclo de trabalho, esta depende de fatores como a posição relativa do trabalhador na sala. A alteração deste fator pode levar à alteração das variáveis ambientais a que o profissional está exposto e, neste caso, da atividade metabólica ao longo do tempo.

Uma vez que a sala de operações é um ambiente amplo e não uniforme devido à existência de um perfil de escoamento laminar na entrada de ar, conforme recomendado pela ASHRAE (2011). A forma mais adequada de proceder nesta situação de não uniformidade é recorrer à divisão da sala em subdomínios. Neste sentido foram consideradas duas regiões distintas: uma região central onde existe um perfil de escoamento laminar e uma zona periférica. Esta divisão foi apoiada com o conhecimento prévio adquirido através da realização de trabalhos anteriores, assim como a utilização de informação bibliográfica que referencia a ventilação em salas de operações (Rodrigues, 2011). As zonas correspondentes à divisão efetuada estão representadas na Figura 4.1 com diferente sombreamento.

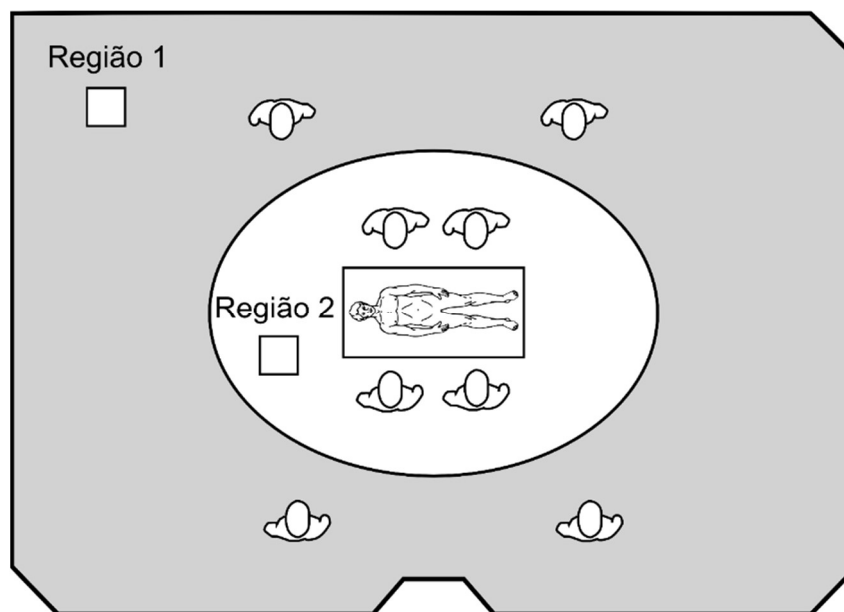


Figura 4.1: Representação esquemática da divisão da sala de operações em estudo por região. A Região 1 está sombreada a cinza e a Região 2 a branco.

Na determinação da taxa metabólica foi também tido em conta o trabalho previamente realizado, assim como dados da literatura. No último caso existem várias referências à utilização dos valores tabelados nas normas ISO 7730:2005 e ISO 8996:2004. A utilização de valores tabelados é bastante difundida pois permite obter um valor aproximado para a taxa metabólica de uma forma prática, e, ao mesmo tempo, apresenta uma invasividade reduzida. No entanto, esta metodologia implica a caracterização completa das tarefas realizadas ao longo da atividade laboral. Por exemplo, recorrendo às tabelas B.1 e B.2 da norma ISO 8996:2004, que estão reproduzidas no Anexo A2 para uma consulta facilitada, é necessário verificar o tipo de atividade desempenhada por um profissional de saúde, juntamente com o tempo em que a atividade é efetuada.

Aplicando a metodologia referida e fazendo uma média ponderada no tempo, é então obtido um valor para a taxa metabólica. Contudo, através da realização de trabalhos anteriores, verificou-se que não era indicado questionar diretamente os inquiridos que não tinham conhecimento prévio das tabelas do metabolismo. Quando os inquiridos foram diretamente confrontados com a questão da atividade metabólica predominante em (Rodrigues, 2011), a maioria assinalou todas ou várias opções. Este acontecimento levou à necessidade de uma validação dos dados *a posteriori* para que estes pudessem ser utilizados.

Com esta primeira abordagem, concluiu-se que a formulação desta questão não era a mais indicada para a presente amostra de teste, dado o desconhecimento prévio da metodologia de

cálculo do conforto térmico por parte dos inquiridos. Assim, para ultrapassar este obstáculo, foi decidido agrupar as atividades da sala de operações e ser o próprio aplicador do questionário a tomar notas das atividades realizadas, juntamente com o respetivo tempo de execução. O agrupamento efetuado assenta no princípio de que uma pessoa com as mesmas funções terá o mesmo metabolismo. Isto é, para efeitos metabólicos considerou-se que os indivíduos pertencentes ao grupo “cirurgiões” têm a mesma taxa metabólica. O mesmo é válido para os outros profissionais de saúde. Embora esta consideração seja uma aproximação à realidade, a mesma foi necessária uma vez que seria praticamente impossível avaliar, individualmente, as atividades de cada profissional de saúde devido à variedade das tarefas realizadas e ao número limitado de deslocações ao local em estudo. Os dados obtidos com a observação dos tempos e atividades foram colocados numa folha de cálculo Excel de preenchimento automático, que tinham como resultado o valor de metabolismo por profissão.

Além da taxa metabólica, o conforto térmico é influenciado em grande parte pelo vestuário utilizado. Este cria uma barreira à transferência de calor entre o corpo humano e o ambiente envolvente. Desta forma, alterando esta barreira, atua-se diretamente sobre o equilíbrio térmico, que é a base de estudo no conforto térmico. Tendo em conta a importância do vestuário no conforto térmico, a determinação deste assume um papel de grande relevância.

Cada peça de vestuário fornece uma determinada resistência à passagem do calor, sendo importante determinar a resistência total conferida pelo vestuário. Tendo em vista este objetivo, as duas hipóteses mais aplicadas correspondem à determinação da resistência térmica do vestuário, através de medição direta com equipamento físico e à utilização de valores tabelados. Apesar de a primeira opção ser mais correta, não é tão prática e exige o uso de equipamento específico. No entanto, de forma semelhante à determinação da taxa metabólica, existem já valores pré-determinados para a resistência térmica de peças de vestuário padrão, tendo em conta a sua forma (ex. calças, calções, camisola, *T-Shirt*) e o tipo de material (ex. algodão, licra, seda). Apesar da existência de um erro associado a este método, estas tabelas facilitam bastante a determinação da resistência térmica conferida pelo vestuário. Além da simplificação, este método acelera os cálculos e permite obter os dados relativos à resistência do vestuário para um maior número de indivíduos num intervalo de tempo reduzido. Uma vez que não se dispunha de equipamento para a determinação do isolamento térmico do vestuário e o tempo no hospital era reduzido, a solução

passou, mais uma vez, pela utilização do questionário onde era apenas necessário identificar as peças que os inquiridos tinham vestidas.

Para a opinião pessoal, e tendo em conta as maiores variações, consideraram-se três ocasiões para recolher informação sobre a sensação térmica, nomeadamente antes do exercício das suas atividades, durante e depois. Questionar sobre a sensação térmica no início das atividades permite conhecer a sensação térmica das pessoas antes do início das suas atividades e saber em que medida a sua atividade alterou essa sensação. Além deste ponto, uma parte considerável do tempo passado nas salas de operações é utilizado na preparação do paciente e da sala para a operações, o que realça a importância de conhecer este ambiente. Para além do antes, foi questionado também o durante a execução das atividades, sendo este o ponto mais importante do estudo. A importância deste ponto no tempo deve-se ao facto de que os trabalhadores necessitam de estar mais concentrados e apresentar o seu maior rendimento nesta altura, aumentando assim a segurança do paciente. A razão de questionar também sobre o conforto térmico no final da operação serviu, sobretudo, como um ponto de controlo para verificar se existiam contradições na perceção térmica dos trabalhadores e despistar possíveis respostas dadas ao acaso. A localização temporal no questionário serve dois propósitos: o primeiro consiste em perceber a evolução do conforto térmico por parte do questionante durante a cirurgia; por sua vez o segundo propósito consiste em obrigar os profissionais de saúde a refletir sobre diferentes situações, onde as condições metabólicas são diferentes. Esta separação possibilitou assim isolar a sensação térmica durante o exercício das atividades para comparação com o PMV calculado. No entanto, a sensação térmica é, por definição, relativa e para verificar se o questionado se sentia confortável fora da neutralidade térmica, foi colocada a questão complementar de como gostaria de se sentir relativamente a cada ponto temporal. A aplicação desta contrarresposta foi indicada por Parsons (2014) para a avaliação da sensação térmica. A combinação das respostas “ligeiramente frio” para a sensação térmica, com a contrarresposta de “igual” para a questão de como gostaria de se sentir, seria indicativo de que o indivíduo em questão se sentia confortável apesar da não neutralidade na sensação térmica.

Como complemento do estudo realizado, foram também colocadas questões de despiste com o intuito de explicar possíveis discrepâncias. Tomando como exemplo a questão sobre a sudção, esta quando cruzada com a sensação térmica permite perceber se o indivíduo transpirou devido à carga metabólica que foi elevada ou se a transpiração se deveu por exemplo a um estado de

nervosismo. Adicionalmente, o questionário permitiu tomar conhecimento da existência de fontes de desconforto localizadas que são difíceis de determinar apenas por medição, para além de que não foi possível recolher medições em todos os pontos da sala de operações durante o exercício das atividades.

No final do questionário foi colocada uma questão de resposta aberta. De acordo com as regras de elaboração de questionários, existe sempre um ganho em colocar uma questão de opinião para perceber as dúvidas e sugestões da população testada. Desta forma é possível ter um ponto de vista diferente e conhecer problemas que não são evidentes. Para terminar e salvaguardar os dados recolhidos, foi colocado um campo no questionário onde os inquiridos concediam autorização para o uso dos dados recolhidos.

#### **4.1.2. Metodologia para a Aplicação dos Questionários**

As primeiras considerações em relação à aplicação dos questionários foram o local da sua aplicação, seguida pela escolha temporal da aplicação dos mesmos. Recaindo o estudo em salas de operações, o local a eleger teria de ser, obviamente, uma sala de operações. A escolha da sala, em particular, baseou-se na disponibilidade e receptividade dos profissionais de saúde. A entrada em ambiente hospitalar nem sempre é a ideal devido à burocracia e cuidados necessários a ter no local, sobretudo em salas de operações. Neste ponto, foi crucial a participação de um profissional de saúde no estudo (enfermeiro). Ao mesmo tempo, o profissional em questão desenvolveu a sua tese de mestrado (Fernandes et al., 2014). Para além da partilha de tarefas na obtenção de dados, o enfermeiro em causa também contactou o quadro administrativo do hospital assim como os profissionais que iriam realizar as cirurgias. Para a obtenção dos dados em estudo foram efetuadas seis visitas compreendidas no período de março a abril de 2014. Este número teve em consideração a disponibilidade dos profissionais de saúde em receber a equipa de investigação. Quatro desses dias foram utilizados na aplicação dos questionários e obtenção dos dados relativos às variáveis ambientais. Os restantes dois dias foram utilizados para verificar o funcionamento da sala de operações. Foi com base nestas visitas de reconhecimento e nas observações efetuadas que foi desenvolvido o plano para a obtenção dos dados físicos. Ao mesmo tempo, foi também verificada a adequação do questionário. Relativamente à informação das atividades desempenhadas pelos profissionais de saúde para o cálculo do metabolismo, esta foi obtida tanto nos dias de medição como nos dias dedicados à observação. Para a recolha de informação sobre

as atividades desempenhadas foram utilizadas as tabelas para o cálculo do metabolismo presentes nas normas ISO 7730:2005 e ISO 8996:2004.

Relativamente à aplicação temporal, sendo a execução de uma cirurgia um ato sensível e, para diminuir a entropia causada pelo presente estudo na atividade dos profissionais de saúde, foi decidido aplicar os questionários no final da cirurgia. O primeiro inconveniente desta escolha recai na precisão das respostas relativamente à avaliação da sensação térmica no antes, e durante a cirurgia. Mesmo tendo avisado de antemão os profissionais de saúde, a resposta relativamente à sensação térmica que não seja no presente, estará sempre sujeita a condicionamento da memória da pessoa e até mesmo da sensação atual. Contudo, a aplicação dos questionários logo após o término da cirurgia foi a melhor opção uma vez que seria impraticável estar constantemente a questionar os profissionais de saúde, sobretudo durante a execução das suas atividades. Além desta questão, os investigadores tiveram também de realizar em paralelo com a cirurgia medições das variáveis ambientais da sala de operações. A necessidade da realização destas atividades em paralelo deveu-se à limitação no número de visitas à sala de operações, a qual limitou o estudo no tempo e levou à tomada de decisões que possibilitaram o melhor estudo dentro das limitações existentes. Apesar das limitações, esta metodologia também permitiu que a cirurgia ocorresse da forma mais natural possível e limitou a alteração das condições de trabalho ao mínimo.

Terminada a cirurgia, cada profissional de saúde recebeu um questionário para preenchimento, e foi acompanhado pelos investigadores. O acompanhamento prestado permitiu diminuir a probabilidade de respostas inadequadas por incompreensão do tema, para além de ter servido como uma forma de validar o questionário no local.

A amostra da população é assim constituída por todos aqueles que frequentaram a sala de operações com o decorrer da cirurgia. A execução deste procedimento originou, no entanto, a obtenção de respostas por parte dos mesmos indivíduos. Uma vez que estes variam a sua atividade de cirurgia para cirurgia e, em conjunto com possíveis alterações das variáveis ambientais e metabólicas de cirurgia para cirurgia que diluem a individualidade das respostas, foi considerado que cada resposta corresponderia a uma situação diferente. Estas considerações foram tomadas para a aceitação dos questionários do mesmo indivíduo como representativo e desta forma foi possível aumentar o número de questionários obtido.

Após a obtenção dos questionários já preenchidos pelos utilizadores das salas de operações, obteve-se um total de 71 questionários. Deste número, 69 deles encontravam-se totalmente preenchidos e aptos para utilização no estudo. Desta forma, os resultados apresentados estão baseados no número de inquiridos referido.

## 4.2. Caracterização da Amostra da População

Efetuada uma análise descritiva, verifica-se que a amostra é constituída por um total de 69 indivíduos, de entre os quais 38 são do sexo masculino, o que perfaz 55,1% dos inquiridos, e 31 indivíduos são do sexo feminino perfazendo os restantes 44,9% da amostra. Apesar da diferença numérica, pode-se dizer que existe alguma homogeneidade nos dados recolhidos, onde, o sexo dos inquiridos terá pesos semelhantes em termos gerais.

A idade dos utilizadores das salas de operações tem uma amplitude elevada, variando da idade mínima de 24 anos até à idade máxima de 66 anos. A mediana de idades é de 43 anos, apresentando um valor próximo da média de 43,78 anos e um desvio padrão de 13,96. A Figura 4.2 é uma representação gráfica da distribuição das idades dos utilizadores da sala de operações.

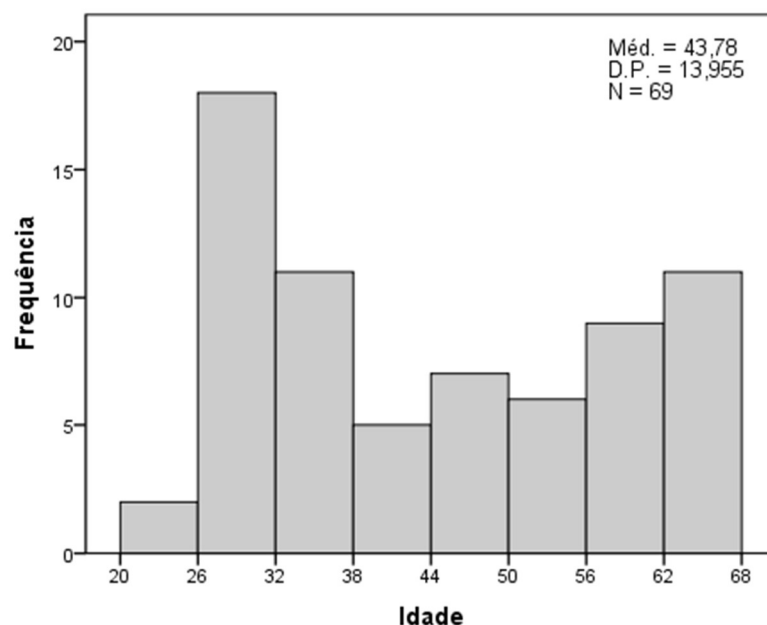


Figura 4.2: Distribuição de idades da amostra representativa dos utilizadores das salas de operações.



Os dados em questão foram repartidos num total de 8 intervalos. Este número foi calculado através da fórmula de Doane (1976) que é utilizada para representação de dados não normais. Observando o histograma é possível verificar a não normalidade da distribuição, assim como a existência de assimetrias com um pico na gama de idades dos 26 aos 32 anos. Apesar disso a amostra apresenta uma boa gama de distribuição, não havendo lacunas consideráveis entre conjuntos de idades na amostra.

A Figura 4.3 representa a distribuição das idades da amostra, agrupadas por atividade, assim como a média de idades por atividade, tendo em vista uma melhor interpretação dos dados. Repartindo as idades pelas atividades desempenhadas, é possível observar uma maior variabilidade da amostra com a prevalência das idades mais avançadas em atividades de maior responsabilidade. A razão desta diferença pode estar relacionada com a necessidade de um maior tempo de formação para as atividades mais exigentes, assim como a confiança que o hospital tem nos profissionais de saúde. Isto é, o hospital poderá dar um cargo de maior responsabilidade a pessoas com mais anos de experiência.

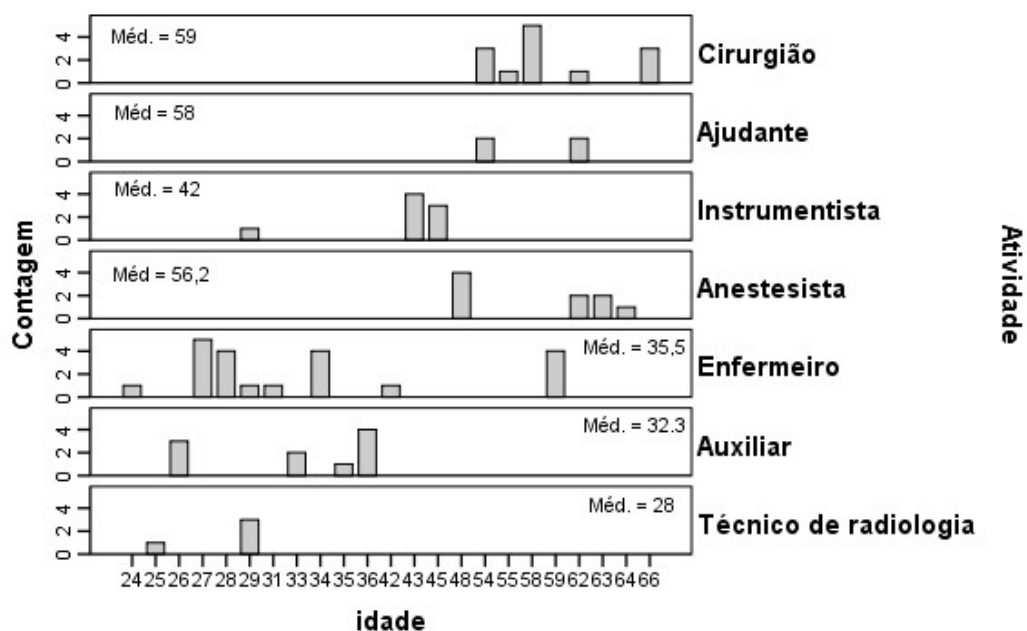


Figura 4.3: Representação da distribuição de idades da amostra em estudo, agrupada por atividade desempenhada.

Por observação da Figura 4.3, é também possível inferir sobre a distribuição dos inquiridos relativamente à sua atividade. No entanto, para facilitar a interpretação dos dados, a frequência da amostra por atividade está representada na Figura 4.4.

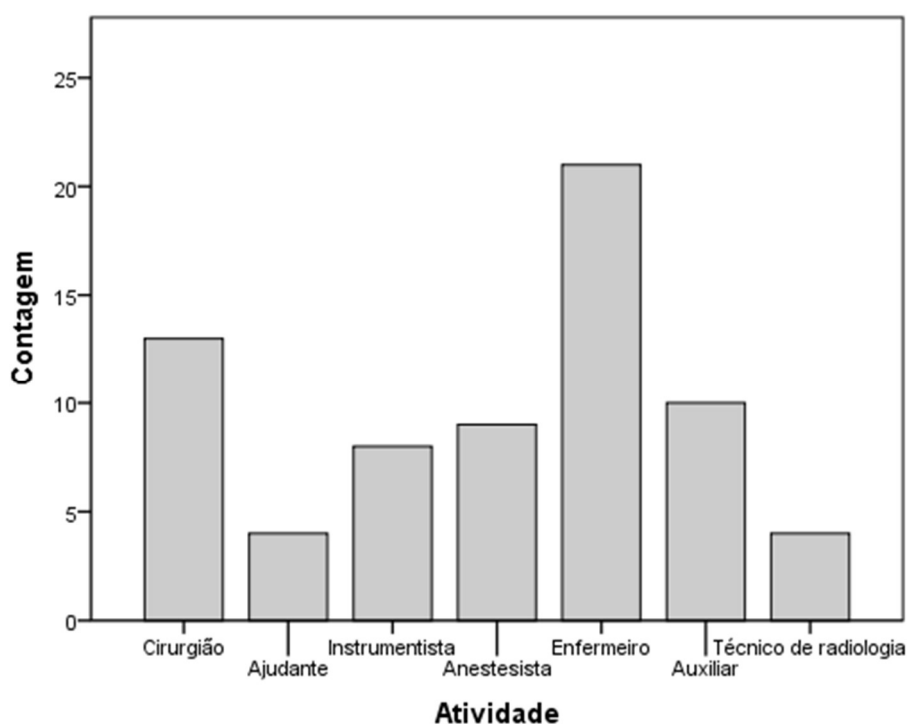


Figura 4.4: Distribuição da amostra em estudo relativamente às atividades desempenhadas.

Relativamente à localização por atividade, os dados estão presentes na Figura 4.5. Quanto à posição ocupada pelos inquiridos durante a cirurgia, 33 indivíduos estão maioritariamente localizados na Região 1 e 36 indivíduos se encontram na Região 2. Verificando os dados é possível observar a existência de uma grande diferença entre localização nas regiões por profissão, o que era expectável uma vez que cada atividade desempenhada tem uma forte ligação à proximidade ou não do paciente. Tome-se como exemplo o cirurgião. O profissional que desempenha as atividades de cirurgião está condicionado à área da sala imediatamente circundante do paciente, pelo que é expectável que este esteja assim localizado na Região 2. Relativamente aos enfermeiros e pessoal auxiliar, sendo a sua função principal o auxílio à cirurgia e ao cirurgião, é de esperar que estes se localizem maioritariamente na Região 1.

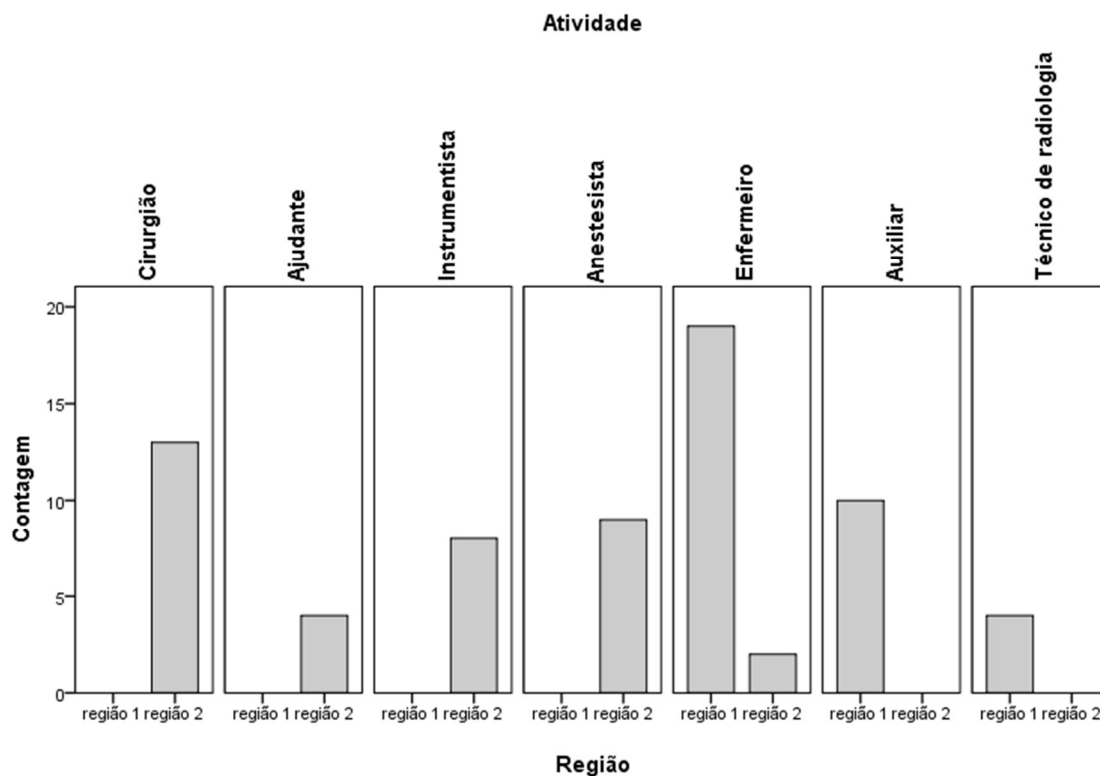


Figura 4.5: Distribuição da amostra por atividade nas duas regiões da sala consideradas no questionário.

### 4.3. Determinação das Variáveis Individuais do Conforto Térmico

#### 4.3.1. Isolamento Térmico do Vestuário

O isolamento conferido pelo vestuário foi determinado recorrendo aos valores padrão considerados na norma ISO 7730:2005 e na ASHRAE Standard 55 (2004). De acordo com a metodologia descrita nas normas anteriores, cada peça de vestuário tem associado um determinado valor de isolamento e a soma dos valores para as diferentes peças corresponde ao isolamento total. A Tabela 4.1 apresenta os valores de isolamento considerados para as diferentes peças de vestuário consideradas no questionário. Utilizando as respostas obtidas, foi averiguado quais as peças de roupa utilizadas por cada classe de profissionais de saúde. Associando a informação dos conjuntos de vestuário com o respetivo isolamento, foi obtido um isolamento médio para cada profissão, associando-lhe um valor único, conforme representado na Tabela 4.2.

Tabela 4.1: Valores de isolamento de vestuário conferido por diferentes peças, conforme disponibilizado em ISO 7730: 2005.

Peça de vestuário	Icl [clo]	Peça de vestuário	Icl [clo]
Touca	0,01	Camisa de manga longa	0,20
Luvas	0,01	<i>T-Shirt</i> Exterior	0,08
Sandálias/Socos	0,03	<i>T-Shirt</i> Interior	0,08
Máscara	0,01	Meia Calça (algodão)	0,10
Calças	0,20	Meia Calça (vidro)	0,02
Bata	0,26	Camisola de algodão	0,12
Meias Curtas	0,04	Camisola interior	0,08
Meias longas	0,10	Casaco de verão	0,25
Camisa de manga curta	0,08		

Verificando a Tabela 4.2 é possível identificar diferenças consideráveis nos valores para o isolamento do vestuário entre atividades. No estudo elaborado o ajudante de cirurgião apresenta o valor mais elevado para o isolamento, seguido do cirurgião, estando o enfermeiro instrumentista em terceiro lugar e por último os enfermeiros e auxiliares. Os valores obtidos foram comparados com outros estudos e os resultados apresentados por Konarska, Softynski, & Sudół-szopińska (2007) são semelhantes, com um valor de  $0,95 \text{ clo} \pm 0,01$  para o cirurgião e  $0,54 \text{ clo} \pm 0,01$  para os enfermeiros e auxiliares. Contudo, o valor de  $0,95 \text{ clo}$  está mais próximo do isolamento determinado para o ajudante de cirurgião, que no caso de estudo apresenta o valor mais elevado. Uma das possíveis razões para este resultado reside na diferença de tamanho entre as amostras. Uma amostra de apenas 4 pessoas para o ajudante do cirurgião pode não representar totalmente o grupo de atividades, que, no caso do presente estudo apresentou a maior diferença de vestuário em peças de roupa facultativas (camisolas interiores). Sendo este um fator facultativo predominante na classe Ajudante de Cirurgião, a amostra reduzida torna-se ainda mais preponderante.

Tabela 4.2: Valores médios obtidos para o isolamento do vestuário relativamente às diferentes atividades. Os valores em questão foram obtidos através da soma do isolamento conferido pelas diferentes peças de vestuário conforme especificado na norma ISO 7730:2005.

	Cirurgião	Ajudante do Cirurgião	Enfermeiro Instrumentista	Enfermeiros e Auxiliares
<b>Isolamento médio [clo]</b>	0,82	0,91	0,78	0,53
<b>Erro Padrão</b>	0,03	0,01	0,04	0,03
<b>Nº de casos</b>	13	4	8	44

### 4.3.2. Taxa Metabólica

Relativamente à obtenção da taxa metabólica, esta foi determinada utilizando a avaliação da taxa metabólica de nível 2, isto é, por associação da atividade desempenhada a um determinado valor para a taxa metabólica. No presente estudo foram utilizadas as tabelas presentes no Anexo A2, reproduzidas da norma ISO 8996:2004. As atividades desempenhadas pelos profissionais foram registadas pelos investigadores por forma a obter uma avaliação mais precisa e diminuir os erros de interpretação da carga de trabalho.

Uma vez que existia diferenciação entre as tarefas realizadas pelos profissionais de saúde, estes foram divididos em quatro classes: cirurgião, ajudante de cirurgião, enfermeiro instrumentista e por último, enfermeiros e auxiliares. Além da divisão em classes, as atividades desempenhadas foram também contabilizadas no tempo para se proceder ao cálculo da taxa metabólica ponderada no tempo. Ao valor determinado, foi posteriormente adicionada a fração correspondente à postura adotada, também ponderada no tempo, conforme é referido na norma ISO 8996:2004. Na Tabela 4.3 estão representados os valores da taxa metabólica determinados por observação para as diferentes atividades consideradas.

Tabela 4.3: Valores obtidos para a taxa metabólica, dividida por atividade, adquirida conforme especificado em ISO 8996: 2004.

	<b>Cirurgião</b>	<b>Ajudante do Cirurgião</b>	<b>Enfermeiro Instrumentista</b>	<b>Enfermeiros e Auxiliares</b>
<b>Taxa metabólica [W/m²]</b>	132,69	141,15	120,21	104,49
<b>Taxa metabólica [met]</b>	2,29	2,43	2,07	1,80

Verificando os resultados obtidos, é possível identificar o ajudante de cirurgião como exercendo a atividade com a taxa metabólica mais elevada, seguido do cirurgião. Em terceiro lugar, encontra-se o enfermeiro instrumentista e, por último, encontram-se os enfermeiros e os auxiliares. Regra geral, a taxa metabólica é mais elevada nas atividades que desempenham um papel com maior responsabilidade, estando esta acompanhada de um maior número de funções e tempo de atividade.

No caso do cirurgião e do ajudante, as tarefas desempenhadas são semelhantes. As principais diferenças entre estes dois grupos consistem no facto de que é o cirurgião que comanda a operação e delega trabalho no seu ajudante.

De entre os dados obtidos, é importante referir também o tempo de cada atividade. Tomando o tempo do cirurgião como base de comparação, numa operação em que este tem um tempo de atividade de 65 min, o ajudante do cirurgião terá um tempo de atividade de 60 min, o instrumentista de 55 min e os enfermeiros e auxiliares de cerca de 30 min. A Tabela 4.4 sumariza o tempo referido para as diferentes atividades, aproximando o tempo de cirurgia ao tempo em que o cirurgião está ativo.

Tabela 4.4: Tempo ativo dos diferentes grupos de atividades numa cirurgia com duração de 65 minutos, e respetiva percentagem de tempo em atividade.

	<b>Cirurgião</b>	<b>Ajudante de Cirurgião</b>	<b>Enfermeiro Instrumentista</b>	<b>Enfermeiros e Auxiliares</b>
<b>Tempo em atividade [min]</b>	65	60	55	30
<b>Percentagem de tempo em atividade [%]</b>	100	92	85	46

A diferença entre os tempos de atividade vem reforçar a importância da realização de uma média ponderada no tempo para o cálculo da taxa metabólica média. Além disso, esta informação é importante na discussão dos valores obtidos para a sensação térmica, sobretudo no caso dos enfermeiros e auxiliares pois existem períodos de tempo extensos sem atividade. Estes períodos de repouso onde a taxa metabólica é bastante reduzida é um fator que leva à sensação de desconforto, sobretudo ao fim de algum tempo de exposição ao ambiente da sala de operações.

#### **4.4. Caraterização da Sensação Térmica**

Utilizando os questionários foi também possível determinar a sensação térmica por parte dos utilizadores das salas de operações. Recordando o questionário, foi possível averiguar a sensação térmica dos utilizadores das salas de operações antes da cirurgia, durante e depois da execução das atividades. A Figura 4.6 apresenta os diferentes resultados para os valores da sensação térmica.

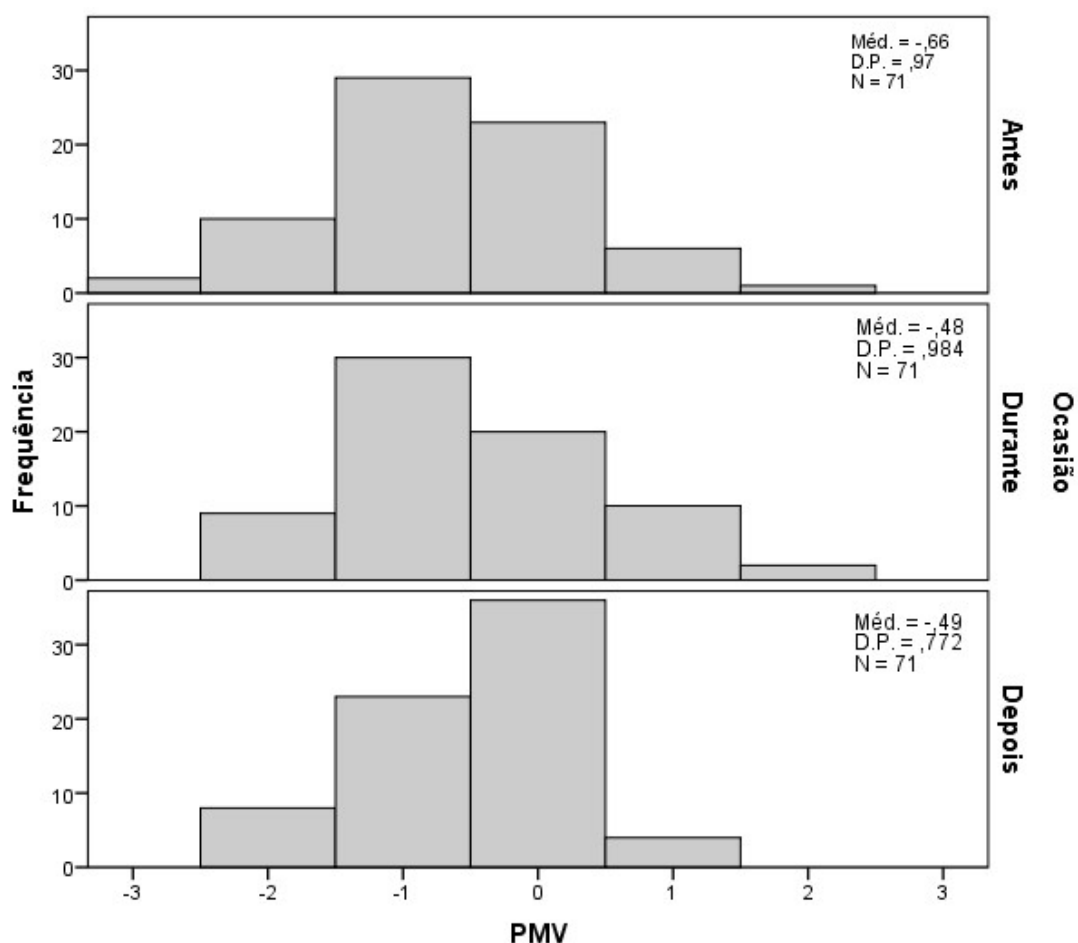


Figura 4.6: Distribuição da sensação térmica adquirida com recurso aos questionários, para antes, durante, ou depois da realização das atividades cirúrgicas.

Verifica-se que em todas as ocasiões o valor médio da sensação térmica está perto da neutralidade, mas com tendência para valores negativos. Para cada uma das diferentes ocasiões foi também testada a normalidade das distribuições. Contudo, nenhuma delas se aproximava de uma distribuição normal.

No entanto, uma vez que a população que constitui a amostra é composta por grupos com atividades distintas, é necessário apresentar também o PMV não só em termos temporais, mas também por atividade. A Figura 4.7 apresenta os valores para a sensação térmica por profissão antes do início da atividade.

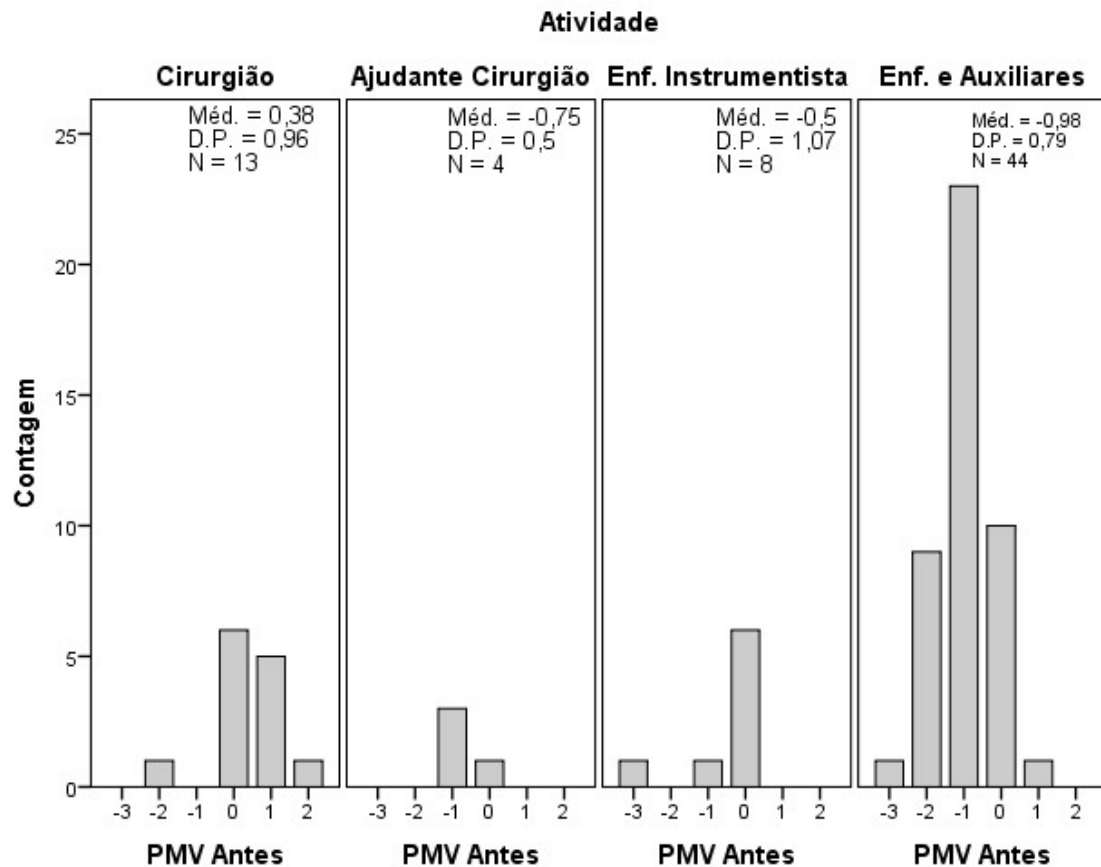


Figura 4.7: Distribuição da sensação térmica respondida dos utilizadores da sala de operações antes do início das suas atividades.

A Figura 4.8 representa a distribuição da sensação térmica durante o exercício das suas atividades. Durante a operação, a sensação térmica deslocou-se, conforme esperado, ligeiramente para o quente. Esta alteração era esperada devido ao aumento do metabolismo durante o exercício das atividades. Outro fator para este deslocamento é que quando um trabalhador está focado na sua atividade, torna-se menos sensível ao meio que o rodeia, neste caso, o ambiente térmico. Outro pormenor encontrado com a comparação destes resultados está no facto de apenas haver diferença nas atividades que estão localizadas na Região 2. Nesta região, que está localizada no centro da sala cirúrgica, é onde existem maiores variações, tanto no ambiente, como na atividade metabólica exercida. Por contraste, os trabalhadores que estão na Região 1 têm uma atividade reduzida e esporádica durante a cirurgia consistindo sobretudo em atividades de apoio. Desta forma, as condições do ambiente térmico antes e durante a cirurgia não têm grandes alterações, traduzindo-se numa diferença média menor para o valor da sensação térmica.



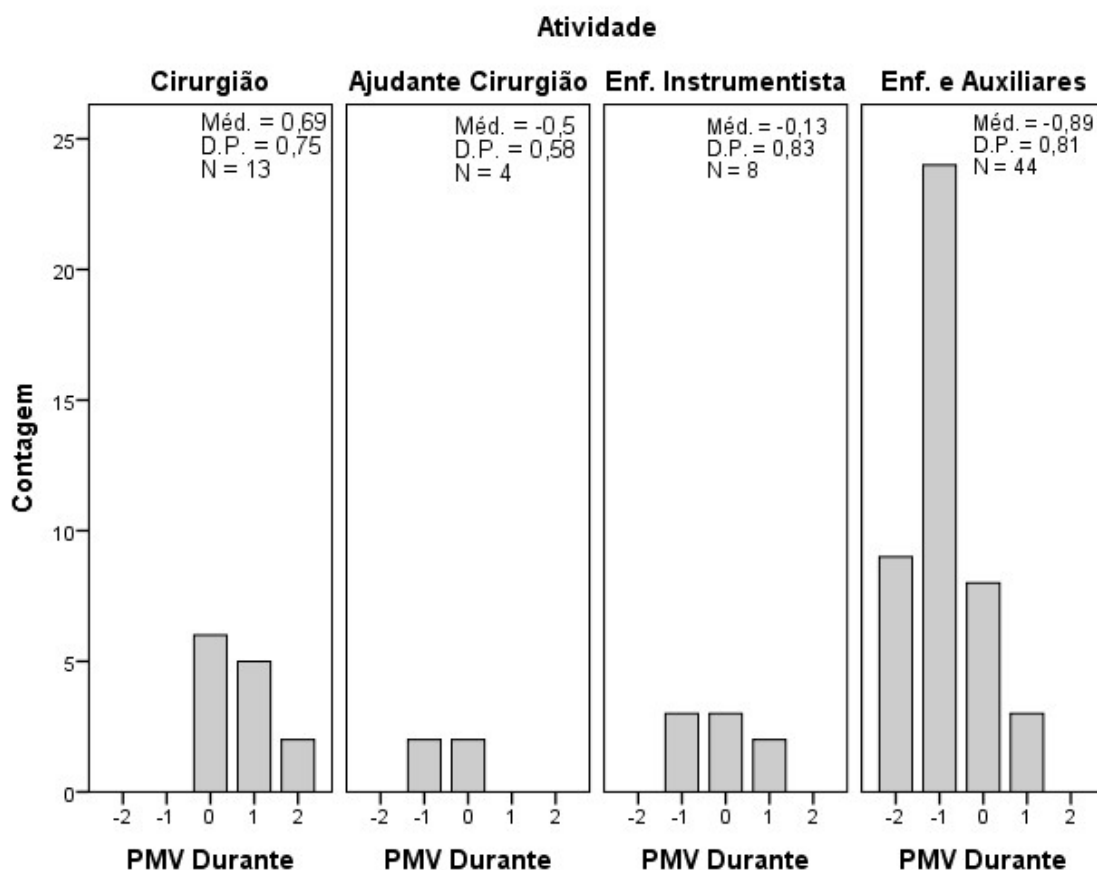


Figura 4.8: Distribuição da sensação térmica respondida dos utilizadores da sala de operações durante o exercício das suas atividades.

A distribuição dos valores da sensação térmica no final da operação estão representados na Figura 4.9. Na última ocasião, depois da cirurgia, por regra geral a sensação térmica desloca-se novamente para o frio nas diferentes atividades. Este comportamento é expectável pela redução das atividades, o que reduz também a carga metabólica dos trabalhadores. No entanto, esta tendência inverte-se para a última classe. Existem diferentes fatores que podem ter influenciado esta diferença. Um desses fatores é a mudança de ambiente no final da cirurgia. As portas da sala de operações mantêm-se, por exemplo, abertas durante uma parte considerável do tempo devido ao elevado movimento de pessoas. Este movimento deve-se à necessidade de levar o paciente para a sala de recobro e à entrada da equipa de limpeza. Além da alteração do ambiente, os enfermeiros e auxiliares ajudam na arrumação do material da cirurgia efetuada e verificam o equipamento necessário para a cirurgia seguinte. Estas alterações na atividade da última classe poderão ser a razão da diferente tendência na sensação térmica.

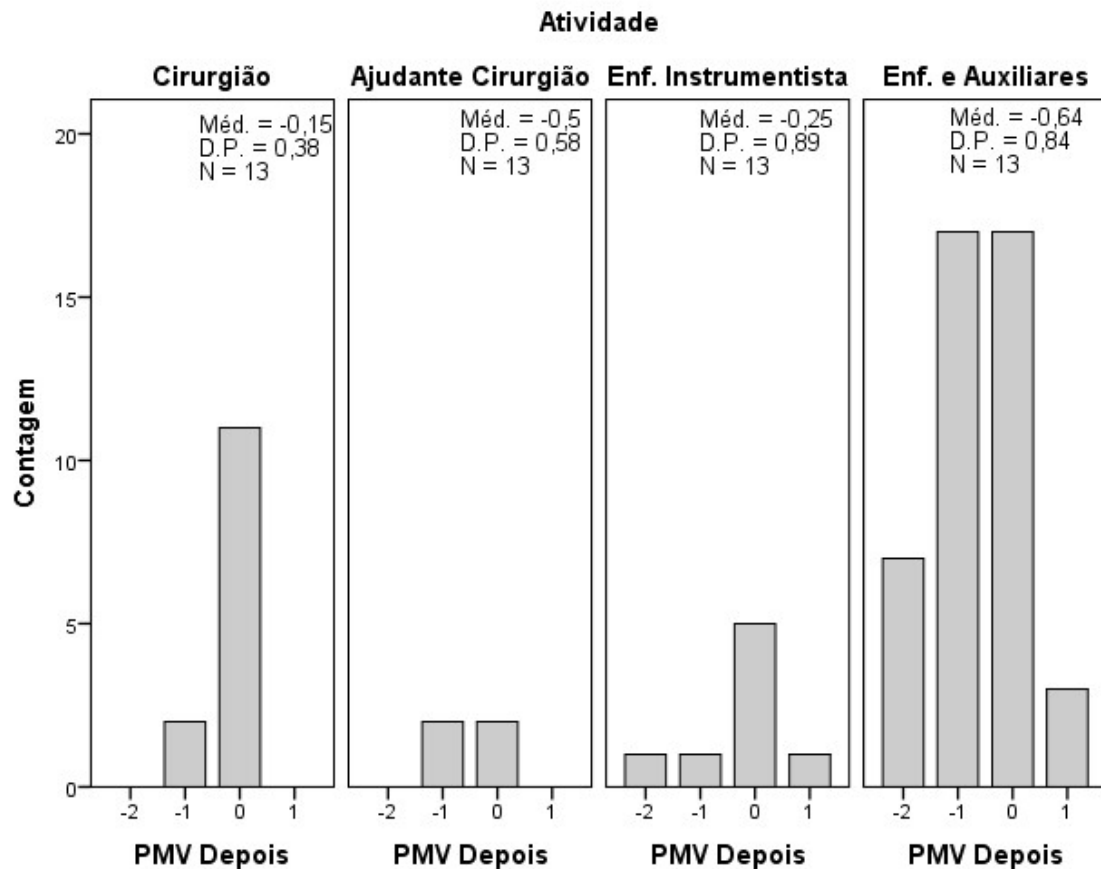


Figura 4.9: Distribuição da sensação térmica respondida dos utilizadores da sala de operações depois de desempenharem as suas atividades.

Tendo em conta as questões de resposta aberta, a maioria das pessoas respondeu que não sentia desconforto local nas diferentes opções que foram colocadas no questionário. A distribuição das respostas relativas ao desconforto local na sala de operações está representada na Figura 4.10.

Recorde-se que a primeira questão sobre a transpiração foi colocada para trazer um maior conhecimento sobre a sensação térmica dos trabalhadores, mas também como indicador da presença de stresse durante a cirurgia. Uma vez que foram raros os inquiridos que responderam positivamente, temos uma indicação, ainda que grosseira, que este não foi o caso. Em segundo lugar, relativamente ao aquecimento do foco, apenas 5 pessoas referiram a influência deste aquecimento. Onde efetivamente houve uma maior importância dada ao desconforto local foi no tocante às correntes de ar e no frio por fonte desconhecida. Apesar de o “Não” ter uma contagem mais significativa, as questões onde houve uma maior presença de respostas positivas são

referentes a desagrado com o frio. A análise destas questões está assim de acordo com a média para a sensação térmica que apresenta uma tendência para valores negativos.

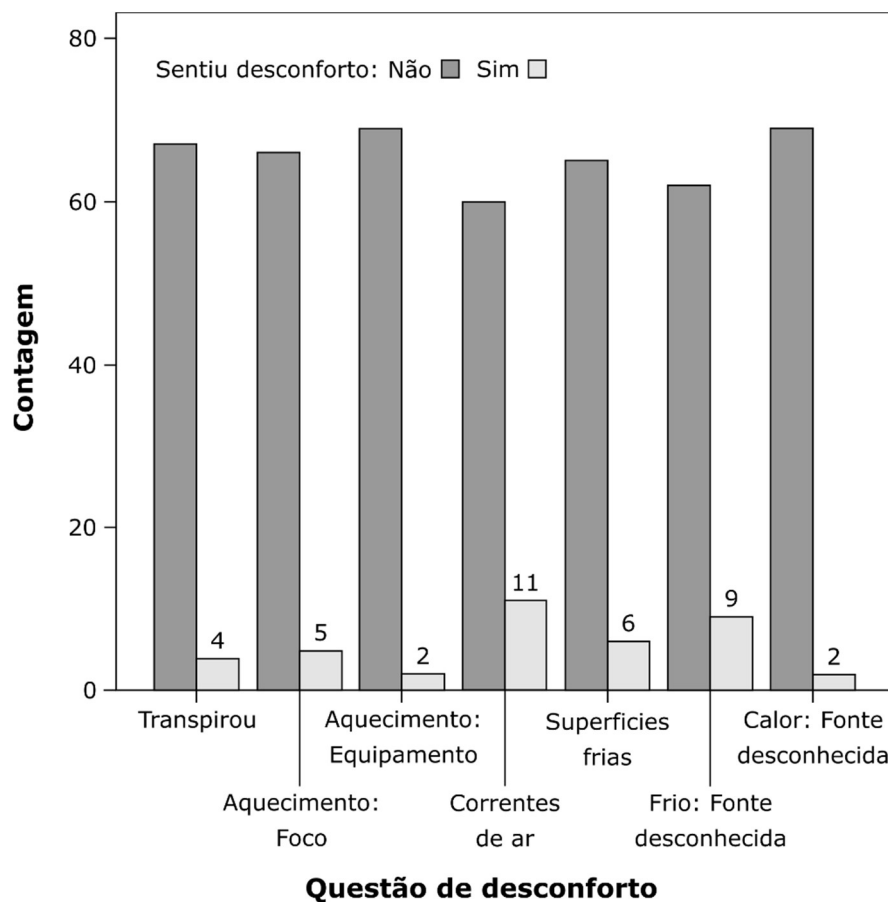


Figura 4.10: Representação em frequência das respostas de questão aberta quanto à existência de desconforto local.

Em relação à questão de resposta aberta os inquiridos não fizeram referência a nenhum desconforto local. No entanto, os inquiridos queixaram-se sobretudo do frio sentido na sala, especialmente após terem trabalhado prolongadamente. Este comentário vai de encontro ao que foi falado com a atividade “Enfermeiros” durante a implementação dos questionários, onde os inquiridos referiam que o frio era mais significativo após executarem várias cirurgias. Os questionados também referiram que era ao fim do dia de trabalho, sobretudo à noite, que eles sentiam o efeito do frio, queixando-se de sintomas de constipação (nariz entupido e lágrimas nos olhos). A informação que pode ser retirada daqui, e como as respostas da sensação térmica estão próximas do conforto, é que o ambiente térmico estaria a exercer um efeito predominante na inércia térmica dos utilizadores das salas de operações, onde um arrefecimento lento, mas progressivo estaria a ocorrer.

Esta página foi propositadamente deixada em branco.

## **Capítulo 5    Avaliação Experimental**

---

### **5.1.      Equipamento Utilizado**

Para a obtenção dos dados experimentais necessários à avaliação do conforto térmico foi necessária a utilização de diferentes equipamentos destinados a medir os parâmetros ambientais que caracterizam o ambiente térmico. De entre os diferentes equipamentos disponíveis para o efeito, foi escolhida a utilização da estação climática da Brüel & Kjær Type 1213, representada na Figura 5.1. A razão desta escolha deve-se à maior precisão deste equipamento que segue os parâmetros convencionados da norma ISO 7726:1998 para a medição destes parâmetros, além de permitir acelerar a obtenção dos dados. Este último ponto teve grande importância no estudo efetuado devido à limitação do número de visitas disponibilizadas para a sala de operações.

Uma estação climática é um dispositivo com vários transdutores eletrônicos que quantificam as variáveis ambientais, de forma a poderem ser utilizadas. No caso do presente estudo, a estação climática foi utilizada para medir as quatro variáveis ambientais: humidade relativa, velocidade do ar, temperatura do ar e temperatura radiante.



Figura 5.1: Estação climática Brüel & Kjær Type 1213, utilizada nas medições das variáveis ambientais.

Cada um dos diferentes transdutores utilizados apresenta diferentes especificações e, como tal, devem ser utilizados de uma forma específica.

O transdutor para a medição da temperatura do ar é baseado num sensor constituído por uma resistência de platina (Pt100). Essa resistência é considerada um sensor preciso na medida em que este oferece uma grande linearidade entre a variação de temperatura e a resistência fornecida, aumentando assim a precisão e fiabilidade das leituras efetuadas.

O transdutor da assimetria radiante mede a intensidade da radiação incidente nas duas superfícies opostas da sonda, e utiliza a mesma resistência que o sensor referido anteriormente, nomeadamente, uma resistência de platina (Pt100). Para uma correta medição da temperatura radiante, a sonda, representada na Figura 5.2, era posicionada por forma a captar a radiação proveniente dos três eixos ortogonais do local a medir. Depois de ter as componentes dos diferentes eixos, é efetuada a projeção das temperaturas medidas de acordo com as diferentes áreas do corpo humano.

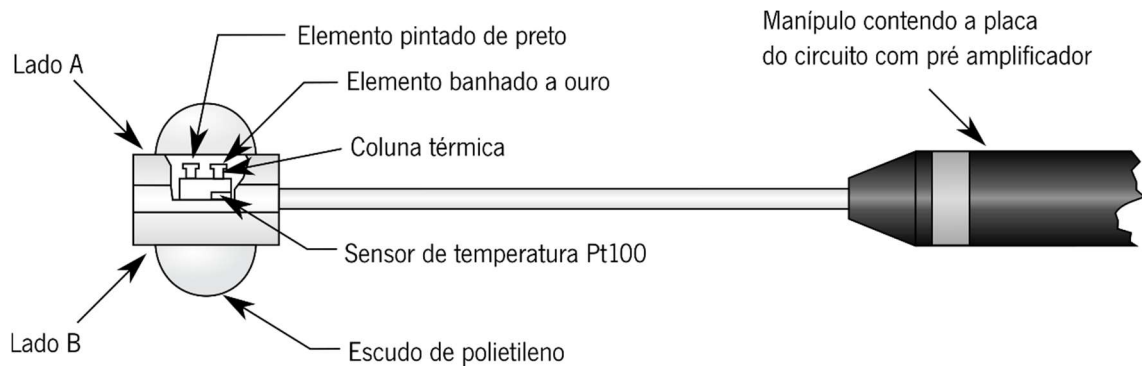


Figura 5.2: Transdutor assimétrico para a temperatura radiante. Figura adaptada de (Hui, 2016).

A necessidade do cálculo da projeção deve-se ao diferente peso que cada componente tem na transmissão da energia radiante. A transmissão desta energia é proporcional à área que está no campo de visão da fonte. Desta forma, como o corpo humano não é simétrico nos diferentes eixos, recebendo mais energia de uma direção em relação a outras. Na Figura 5.3 está representada a diferença entre dois fatores de projeção da área.

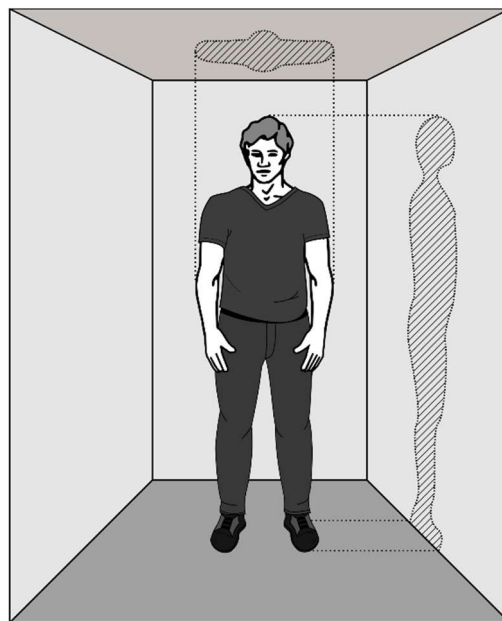


Figura 5.3: Representação de duas projeções da área humana, sendo possível ver que diferentes perspectivas terão diferentes pesos na transferência de calor.

A soma das componentes da temperatura radiante medidas nos três eixos cartesianos, e projetadas no corpo humano, resulta no valor da temperatura radiante a que o corpo está exposto. A equação (5.1) demonstra a forma de efetuar o cálculo da temperatura radiante conforme apresentado em Parsons (2014).

$$t_r = \frac{A(t_{pr1} + t_{pr2}) + B(t_{pr3} + t_{pr4}) + C(t_{pr5} + t_{pr6})}{2(A + B + C)} \quad (5.1)$$

Onde  $t_{pri}$  corresponde ao plano da temperatura radiante na direção  $i$ . A direção (1) corresponde a cima, (2) a baixo, (3) direita, (4) esquerda, (5) frente e (6) trás. Os fatores A, B e C para o presente caso em que os trabalhadores estão de pé, são de 0,08, 0,23 e 0,35 respetivamente (Parsons, 2014).

Embora o cálculo do PMV entre diretamente com a temperatura radiante média, é possível converter esta temperatura para a temperatura de globo para comparar com os métodos de medição mais tradicionais (globo negro) e também para o cálculo de outros índices caso necessário. Para tal, a equação (5.2) é a equação a ser seguida, tal como citada por Miguel (2014).

$$\bar{t}_r = \sqrt[4]{(t_g + 273)^4 + 2,5 \times 10^8 (t_g - t_a) \sqrt{v_a}} - 273 \quad (5.2)$$

Neste caso,  $\bar{t}_r$  corresponde à temperatura radiante média,  $t_g$  à temperatura de globo,  $t_a$  à temperatura do ar e  $v_a$  à velocidade do ar.

O transdutor utilizado na medição da velocidade do ar, representado na Figura 5.4, tem por base o princípio do anemómetro de temperatura constante, onde é medida a energia necessária para manter uma determinada temperatura no transdutor. Quando a temperatura exterior varia, o equilíbrio entre a energia fornecida e a temperatura do transdutor vai ser desestabilizado, forçando a que ocorra um ajuste da energia fornecida ao transdutor em função das trocas de calor com o exterior. Idealmente, o transdutor apenas troca calor por convecção com o exterior. A forma oval do transdutor tem a função de minimizar o efeito direcional do ar do sensor, tornando-o omnidirecional. Por sua vez, a pintura branca serve para minimizar o efeito da radiação no sensor.

A estação climática utilizada também tem um sensor para a medição da humidade relativa do ar. No entanto, apurou-se que este não estava a funcionar corretamente e assim foi utilizado um outro aparelho para fazer esta medição. Para a medição desta variável ambiental foi então utilizada uma sonda que media a temperatura e a humidade relativa num intervalo pré-



determinado. Como se verifica na Figura 5.5, este aparelho tem uma entrada USB e pode ser ligado a um computador convencional para descarregar os dados.

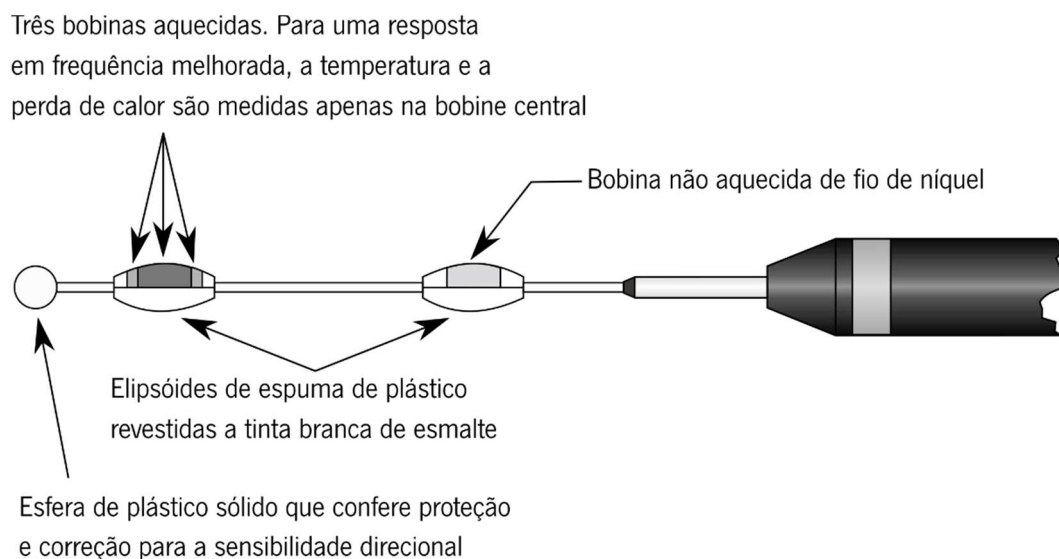


Figura 5.4: Transdutor utilizado na medição da velocidade do ar. Figura adaptada de (Hui, 2016).



Figura 5.5: Representação do aparelho usado na medição da humidade relativa do ar. Figura reproduzida de (Dataq Instruments, 2016).

No computador, utiliza-se o *software* fornecido pela marca para programar o ponto de início das medições, isto é, a data e a hora em que o aparelho começa a efetuar as medições da temperatura e humidade relativa, assim como o intervalo de tempo para recolher as medições. No caso específico deste estudo, o intervalo de tempo escolhido foi de uma vez por minuto. Após programar o dispositivo com recurso ao computador, este dispõe de uma bateria que lhe confere portabilidade, podendo assim acompanhar os restantes transdutores nas medições efetuadas. No final das medições, é necessário colocar o dispositivo novamente no computador para terminar a recolha de dados e fazer a importação das medições para uma folha de cálculo. Nesta folha são

gravados o índice da medição (número da medição), a data com o respetivo momento de medição (hora, minuto e segundo), juntamente com a temperatura, humidade relativa e ponto de orvalho medidos. Para intercalar os dados deste dispositivo com as medições efetuadas através da câmara climática bastou anotar a hora em que foram recolhidas as outras variáveis ambientais e intercalar com o registo para a humidade relativa na folha de cálculo. Com o intuito de assegurar uma maior precisão, em cada dia de medições foi verificada a hora tanto no computador como no relógio utilizados para anotar o momento de medição, para que ambos coincidissem.

Relativamente ao seu funcionamento, o transdutor de humidade opera através da determinação do ponto de orvalho e utiliza este valor para determinar a humidade relativa. Em termos técnicos, o transdutor utiliza um elemento de refrigeração que condensa a água num espelho cónico e a temperatura à qual ocorre a condensação da água chama-se temperatura de orvalho.

## **5.2. Metodologia do Trabalho Experimental**

O primeiro passo do trabalho experimental consistiu na obtenção das dimensões da sala de operações, sendo estas necessárias ao desenho do seu modelo CAD para posterior modelação. Durante este processo em particular, a sala de operações medida não estava em atividade o que facilitou todo o processo. Em seguida, foram então realizadas as medições dos parâmetros ambientais, altura em que a sala de operações se encontrava povoada e em atividade, com os sistemas de ventilação e de iluminação operacionais. Desta forma, foi possível obter os parâmetros ambientais existentes durante as cirurgias. Em cada medição foi atribuindo o tempo necessário para assegurar a respetiva estabilização dos sensores. Na escolha dos pontos a serem efetuadas as medições, optou-se por considerar duas situações distintas devido à assimetria existente nas fontes radiativas, nomeadamente, debaixo do sistema ótico da sala de operações e fora do alcance direto do foco. Posteriormente, para a avaliação do ambiente térmico, a temperatura radiante foi convertida na temperatura de globo negro conforme requerido no cálculo do PMV/PPD.

A elaboração da atividade de recolha dos dados relativos ao ambiente térmico da sala de operações contou com a experiência dos investigadores em trabalhos efetuados anteriormente. Com esta experiência foi dado o primeiro passo, que consistiu em dividir a sala de operações em

diferentes pontos de medição. Desta forma, a sala ficou dividida conforme está exemplificado na Figura 5.6, com quatro zonas periféricas e uma zona localizada perto do paciente e do cirurgião.

A primeira razão para a presente divisão deve-se à tentativa de cobrir toda a área da sala de uma forma semelhante em termos de área, justificando assim a existência de quatro pontos periféricos. Em segundo lugar, era indispensável colocar um ponto de medição perto da zona da operação devido à evidente diferenciação nas condições na sala de operações. Uma das diferenças diz respeito à ventilação. Para uma correta ventilação da sala de operações, deve existir um perfil de escoamento laminar no ar na envolvente ao paciente. Este perfil do ar vai promover uma remoção mais eficiente das partículas em suspensão, e, ao mesmo tempo é uma garantia que o ar que está a circular perto do paciente é novo. A solução adotada na projeção da sala de operações em estudo passou por colocar uma cortina de ar a estender-se na área do teto em cima da zona da operação. Esta opção irá assim diferenciar a zona 5 das zonas periféricas, e, ao mesmo tempo, uniformizar o ar na zona 5. Além da questão da velocidade do ar, existe uma diferença visível na luminosidade desta zona devido aos focos cirúrgicos, o que pode traduzir-se numa acentuação da temperatura radiante.

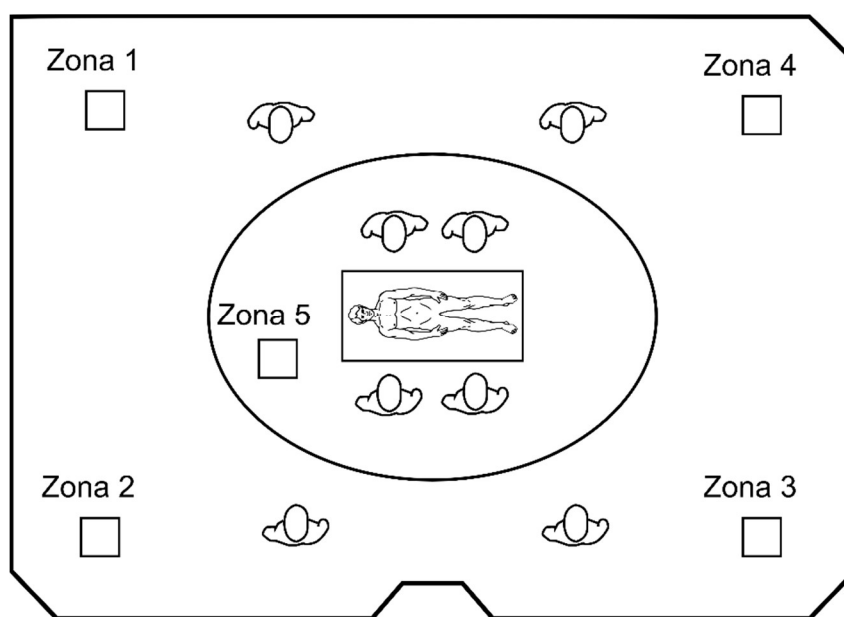


Figura 5.6: Representação do posicionamento das diferentes zonas de medição na sala de operações. As zonas 1 a 4 estão localizadas na envolvente do local da operação, ao passo que, a zona 5 está localizada próximo da zona da operação.

Na divisão efetuada, as zonas 1 a 4 da sala de operações apresentam características semelhantes, *a priori*, não só em termos de ventilação e fontes de calor, mas também nas

atividades desempenhadas. Durante a cirurgia, as atividades contempladas apresentam uma grande relação com o local da sala, onde o cirurgião, o ajudante do cirurgião e o enfermeiro instrumentista estão praticamente condicionados à zona 5 para desempenharem as suas funções perto do utente. Por sua vez, os enfermeiros e o pessoal auxiliar está maioritariamente localizado nas zonas 1 a 4. Os profissionais com estas tarefas circulam por entre estas zonas e aproximam-se da zona 5 quando necessário. Devido a esta semelhança entre as zonas 1 a 4 e ao contraste das mesmas com a zona 5, para efeitos de simplicidade designaram-se as primeiras zonas como Região 1 e a última zona como Região 2, igualando assim a divisão da sala efetuada nos questionários, conforme demonstrado na Figura 4.2.

A segunda decisão para a medição das variáveis ambientais diz respeito à altura da realização das medições que, no presente caso, foram realizadas durante a atividade cirúrgica. Esta decisão teve o propósito de caracterizar o ambiente térmico quando as condições ambientais correspondiam às vivenciadas durante a atividade dos profissionais de saúde. No entanto, para verificar a significância da diferença entre as duas regiões estipuladas, foi efetuada a análise ANOVA. ANOVA refere-se a *Analysis of Variance* (análise de variância) e é um teste estatístico desenvolvido para avaliar a existência de diferenças estatisticamente significantes entre as médias de um ou mais grupos numa determinada amostra (McDonald, 2014).

Sendo o meio que nos rodeia um espaço a três dimensões, é importante também definir a altura de medição. Neste ponto, a metodologia utilizada para a medição do ambiente térmico em indivíduos com atividade sedentária consistiu em medir em três alturas. Quando aqueles efetuam as suas atividades em pé, recomenda-se a medição em: 0,1 m, 1,1 m e 1,7 m. Estas alturas, em termos do corpo humano, correspondem aproximadamente à altura dos tornozelos, a meia altura do tronco e à altura da cabeça, respetivamente. A razão para a medição em três alturas deve-se à possibilidade de desconforto local provocado por diferenças nas condições térmicas em altura, como por exemplo, correntes de ar a que o PMV não é sensível.

Contudo, devido ao tempo limitado para a recolha de dados, só foi possível medir a uma altura para varrer todas as zonas estipuladas anteriormente. Desta forma, seguindo as recomendações da ASHRAE Standard 55 (2004), foram efetuadas medições a uma altura de 1,1 m. Esta norma também referencia que em termos do cálculo do PMV, é suficiente medir a esta altura. No entanto, usando apenas o PMV para a avaliação do conforto térmico, está-se a desvalorizar um ponto

importante no conforto. A forma para complementar a avaliação do conforto térmico adotada no presente estudo foi utilizar os questionários, como exposto anteriormente.

Tendo definido o onde e quando, foi necessário estipular o tempo de cada medição, sendo que, normalmente, a escolha deste tempo é restringida pela estabilização da temperatura de globo, que é a medição mais morosa. Contudo, uma vez que a estação climática utilizada não faz a medição da temperatura de globo, mas sim da temperatura radiante com recurso a um transdutor eletrónico, a medição deste parâmetro foi obtida em tempo real, possibilitando uma maior liberdade na escolha do tempo de medição.

Apesar da rapidez de medição, o ambiente térmico da sala não era estável, e como tal foi atribuído um tempo mínimo de 5 min por zona para efetuar as medições. Quando as condições apresentavam uma maior instabilidade e existia um intervalo maior para efetuar as medições nas diferentes zonas, o intervalo de medição era aumentado, havendo sido obtido um intervalo médio para as medições foi de 11 min. Os valores foram adquiridos com a opção de leitura do valor médio existente na estação climática. Da mesma forma, foi adotado o mesmo princípio na obtenção do valor da humidade relativa.

Relativamente à obtenção da taxa metabólica, esta foi determinada com recurso aos valores tabelados na norma ISO 8996:2004 para a taxa metabólica. Com o intuito de melhorar a precisão das medições, as atividades desempenhadas foram registadas pelos investigadores de forma a diminuir o erro de avaliação das atividades. Uma vez que existia diferenciação entre os profissionais de saúde, estes foram divididos em quatro classes (cirurgião, ajudante de cirurgião, enfermeiro instrumentista e enfermeiros e auxiliares). Além da divisão em classes, as atividades desempenhadas foram também registadas no tempo para se proceder ao cálculo da média pesada.

Até agora foram referidas as condições de medição desejadas para o presente trabalho. No entanto, durante as medições em campo, foram encontradas certas dificuldades inerentes às medições que não foram passíveis de ultrapassar e merecem relevo. A primeira dificuldade reside na precisão da localização da zona 5. Idealmente, a medição dos dados deveria ser feita no local de trabalho dos cirurgiões. Contudo, devido à sensibilidade das tarefas realizadas durante a operação, para além de ser importante diminuir a invasividade e perturbação causadas pelo estudo, apenas foi possível efetuar medições um pouco atrás dos profissionais a efetuar a operação, com uma distância de aproximadamente 30 cm.

Além deste pormenor, foi notado que, durante a cirurgia, os profissionais de saúde precisavam de sair e entrar dentro da sala de operações várias vezes, o que alterava as condições de pressurização da sala e, por conseguinte, o campo de velocidades. Considerando a pressurização da sala, quando esta estava completamente pressurizada, surgia um ruído nas condutas de ventilação, que se tornava incómodo ao fim de algum tempo. Para solucionar este problema, os profissionais de saúde deixavam uma pequena janela semiaberta para diminuir a pressurização da sala. Por último, outro ponto, que não foi controlado durante as medições, consistiu no facto de a temperatura da sala ser mudada no painel de controlo durante a cirurgia consoante a sensação dos utilizadores.

### **5.3. Resultados Experimentais e Discussão**

Após efetuadas as medições para as variáveis ambientais, obteve-se um total de 37 medições completas. De entre as medições efetuadas, foram feitas 8 medições para as zonas 1, 2 e 5, 7 medições para a zona 3 e 6 medições para a zona 4. A diferença entre o número de medições para as zonas estudadas deve-se à eliminação de valores que não faziam sentido, e, em determinadas cirurgias não foi mesmo conseguido medir em todas as zonas por estas serem de curta duração.

Em termos da distribuição de velocidades, a Figura 5.7 representa a velocidade média para cada zona da sala de operações.

A distribuição das velocidades na sala de operações aponta para a existência de duas Regiões na sala de operações conforme referido no ponto anterior. Esta diferença deve-se à localização da ventilação na sala de operações que cobre praticamente toda a zona 5 e explica também o porquê de a velocidade média ser mais alta nesta zona. Outro ponto importante é que a variação das medições efetuadas na zona 5 é muito maior do que nas outras zonas, provocada pela entrada de ar. A Tabela 5.1 mostra os valores das médias para cada zona medida, acompanhada do respetivo desvio padrão, incerteza (erro padrão) e número de medições.

Este teste estatístico, desenvolvido por Ronald Fisher, permite verificar as diferenças numa variável que está dividida em grupos cuja variação é atribuída a uma ou mais fontes. Contudo, no presente caso, como a variável em questão (velocidade do ar) está dependente apenas da posição

da sala de operações, o teste aplicado foi o *one-way* ANOVA. O teste *One-Way* ANOVA como verifica a diferença entre médias para uma só variável assemelha-se a um teste de *t-Student* para as médias. Contudo, o teste *t-Student* tem um problema em que o erro do tipo I aumenta quando se aplica o teste a várias hipóteses, caso que não acontece com o teste ANOVA que trata os testes ao mesmo tempo (Kao & Green, 2008). A hipótese nula neste teste pode ser colocada da seguinte forma: as diferenças entre os grupos especificados não são estatisticamente significativas. Desta forma, rejeitando a hipótese nula significa que existem diferenças que são estatisticamente significativas entre os grupos estudados.

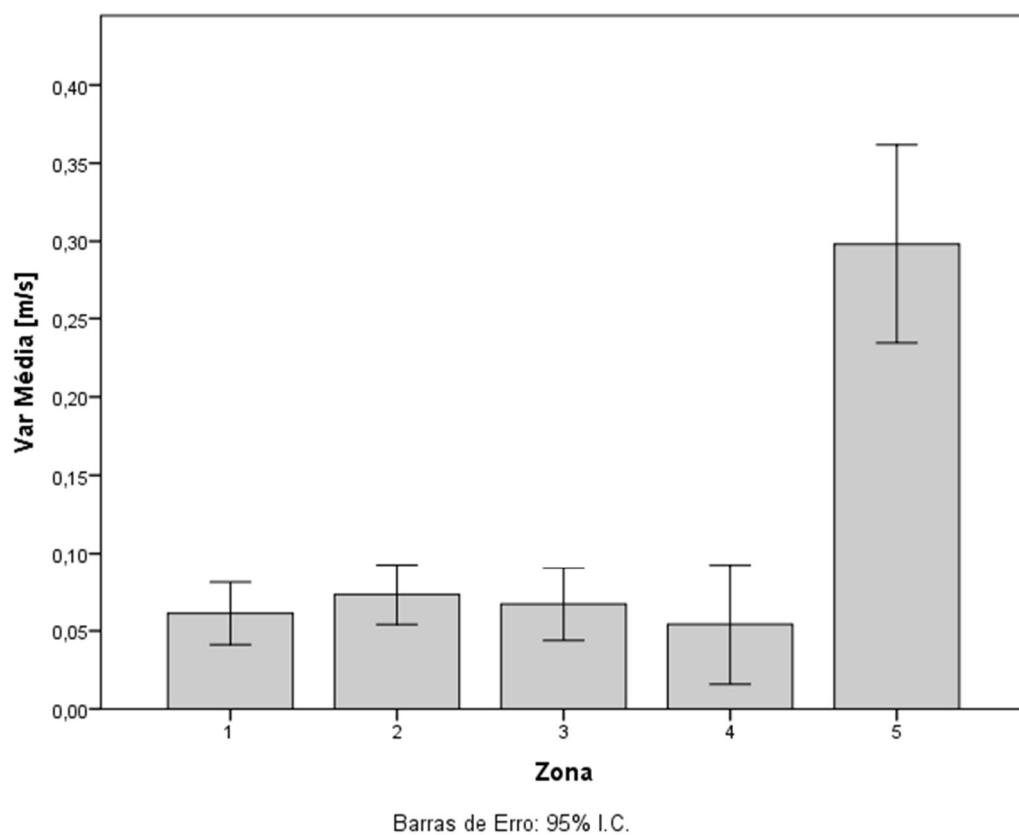


Figura 5.7: Representação dos valores médios da velocidade do ar, medidos nas diferentes zonas consideradas.

Tabela 5.1: Valores estatísticos relevantes para a caracterização das medições da velocidade do ar, nas diferentes zonas consideradas.

Zona	N.º Medições	Média	Desvio padrão	Incerteza
1	8	0,06	0,02	0,01
2	8	0,07	0,02	0,01
3	7	0,07	0,03	0,01
4	6	0,05	0,04	0,02
5	8	0,30	0,08	0,03

Assim, a primeira análise com o teste ANOVA foi feita com as medições para as cinco zonas para verificar se existiam diferenças significativas entre eles e o segundo teste foi feito com os grupos formados pelas zonas 1 a 4, dividindo assim a sala em duas regiões. Após a aplicação dos testes, foi verificado para uma significância de 95% que para o primeiro caso existiam diferenças entre as médias para a velocidade do ar com um  $p$  estatístico  $\ll 0,001$ . No segundo caso, quando foram testadas as médias para as zonas 1 a 4, verificou-se com o método ANOVA que não existiam diferenças significativas entre os grupos com um  $p$  de 0,596 confirmando assim a divisão das zonas em duas regiões.

Relativamente à temperatura do ar nas diferentes zonas medidas, a Figura 5.8 representa a distribuição das suas médias.

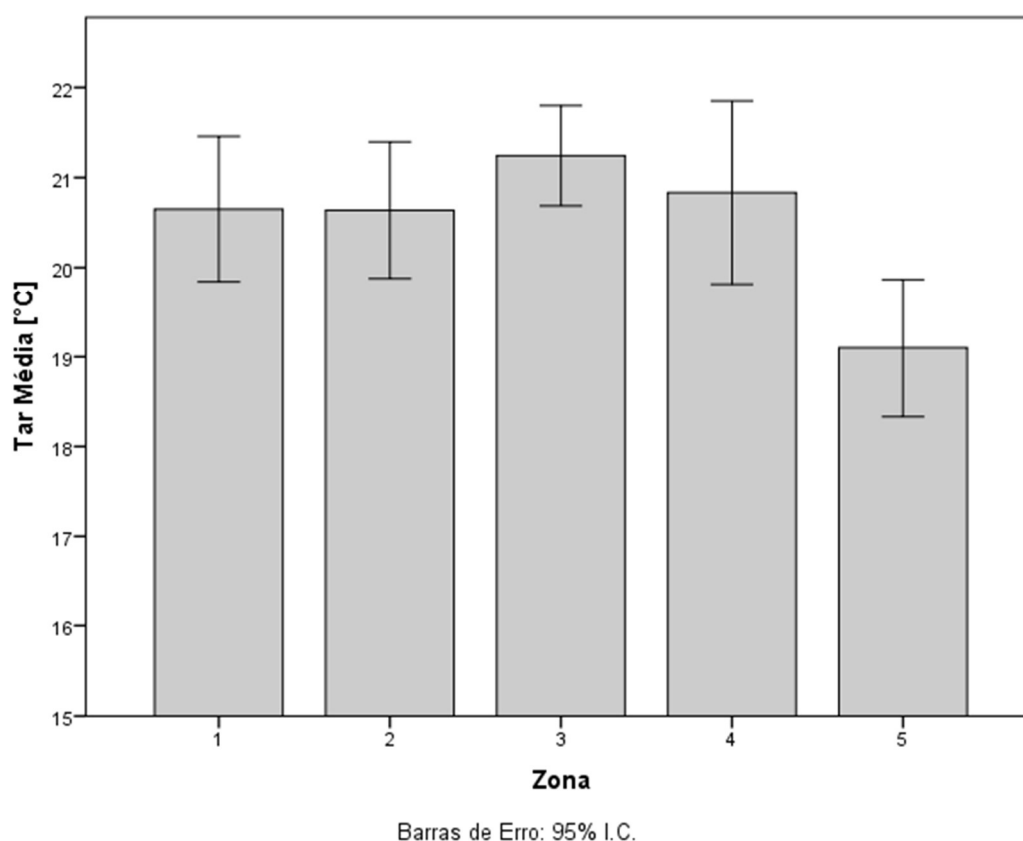


Figura 5.8: Representação dos valores médios da temperatura do ar, medidos nas diferentes zonas consideradas.

Os resultados referentes à distribuição da temperatura do ar, embora não sejam tão evidentes quanto na distribuição anterior, os testes realizados indicaram diferenciação entre as zonas medidas. A Tabela 5.2 mostra os valores médios para a temperatura do ar, juntamente com o número de medições, incerteza e desvio padrão para cada zona.



Relativamente à temperatura do ar, as médias estão relativamente aproximadas e o valor para o desvio padrão é semelhante entre si. No entanto, a zona 5 apresenta uma maior diferença entre as temperaturas com tendência para um valor mais baixo.

Tabela 5.2: Valores estatísticos relevantes para a caracterização das medições da temperatura do ar, nas diferentes zonas consideradas.

<b>Zona</b>	<b>N.º Medições</b>	<b>Média</b>	<b>Desvio padrão</b>	<b>Incerteza</b>
1	8	20,7	1,0	0,3
2	8	20,6	0,9	0,3
3	7	21,2	0,6	0,2
4	6	20,8	1,0	0,4
5	8	19,1	0,9	0,3

À semelhança dos testes anteriores, também foram efetuadas comparações entre as diferentes zonas com recurso ao teste “*One-Way ANOVA*”. Com o primeiro teste foi verificada a existência de uma diferença significativa com um  $p$  de 0,001. No segundo teste, tal como na variável anterior, verificou-se que as diferenças existentes entre as zonas 1 a 4 não eram significativas para um  $p$  estatístico de 0,527 demonstrando mais uma vez que existem 2 regiões diferentes na sala de operações em termos da temperatura do ar.

A razão para a existência desta diferença deve-se também à localização da entrada do ar na zona 5. O ar a entrar numa sala de operações tem de garantir que a temperatura da sala não ultrapasse o estipulado na legislação, sendo este valor de 24 °C na legislação portuguesa (Decreto Regulamentar n.º 63/94, 1994). Para obter este valor, foi necessário que o ar de entrada na sala de operações fosse mais frio do que o ar que se encontrava já na sala de operações, sendo a temperatura do último, fruto do aquecimento derivado das diferentes fontes de calor na sala, tais como equipamentos e as próprias pessoas.

A próxima variável representada nas diferentes zonas da sala de operações é a temperatura radiante média e encontra-se representada na Figura 5.9. Observando a Figura 5.9, verifica-se uma aproximação aparente entre as médias da temperatura radiante para as primeiras quatro zonas e um aumento médio na zona 5. Contudo, na última localização existe uma maior incerteza quanto ao valor médio devido a uma maior variação nos resultados. Para uma melhor perceção do desvio padrão e, por conseguinte, a partir da incerteza associada às medições, é possível verificar na Tabela 5.3 os valores médios, n.º de casos, desvio padrão e incerteza por zona de medição para a temperatura radiante.

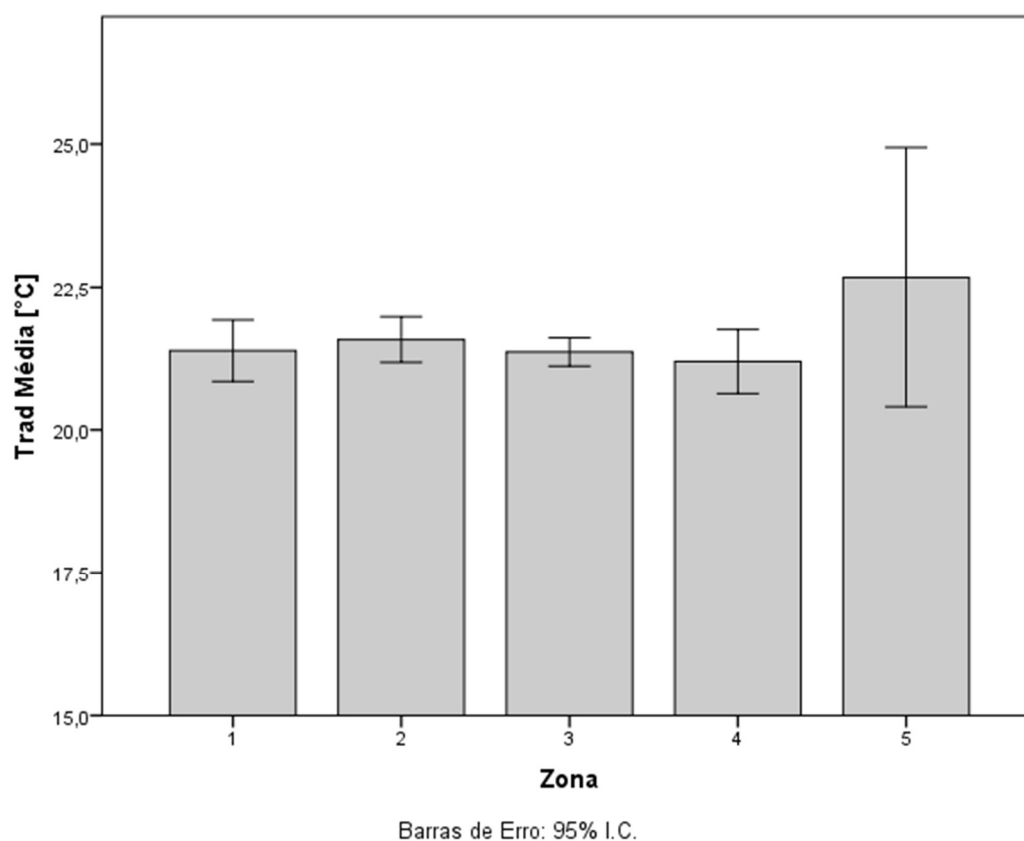


Figura 5.9: Representação dos valores médios da temperatura radiante, medidos nas diferentes zonas consideradas.

Apesar da grande amplitude verificada das barras de erro na zona 5, é possível verificar que a média para este local é mais elevada. O valor mais elevado para esta zona está de acordo com o esperado, devido à influência dos focos cirúrgicos. Adicionalmente à função de iluminação, estes têm a capacidade de focar a luz emitida. Desta forma, a localização do ponto de focagem, que varia entre e até mesmo durante as cirurgias, vai influenciar, em grande medida, as medições da temperatura radiante. Este fator, em adição à impossibilidade de aproximar o ponto de medição ao ponto de focagem, para proteção do paciente, são apresentados como as causas mais prováveis para as diferenças nas medições obtidas.

Tabela 5.3: Valores estatísticos relevantes para a caracterização das medições da temperatura radiante, nas diferentes zonas consideradas.

Zona	N.º Medições	Média	Desvio padrão	Incerteza
1	8	21,4	0,6	0,2
2	8	21,6	0,5	0,2
3	7	21,4	0,3	0,1
4	6	21,2	0,5	0,2
5	8	22,7	2,7	1,0

Por último, a Figura 5.10 apresenta os valores médios, medidos para a humidade relativa na sala de operações, para cada zona.

De todas as variáveis obtidas, a humidade relativa foi a que apresentou uma maior uniformidade nas medições efetuadas. Uma das razões que contribuem para este resultado é a própria natureza desta variável quando comparada com as outras. As três primeiras variáveis ambientais medidas têm uma natureza energética e, portanto, dissipam-se rapidamente quando não são mantidas por uma fonte. Contudo, a humidade relativa, é uma variável que advém da dissipação de um gás (vapor de água) noutra, sendo regida por fenómenos difusivos que são mais lentos e conservativos. Outra razão para a proximidade dos resultados é que a ventilação proporciona renovação suficiente para que não haja acumulação de humidade dentro da sala, uma vez que os valores medidos são próximos aos valores do local de entrada (Zona 5).

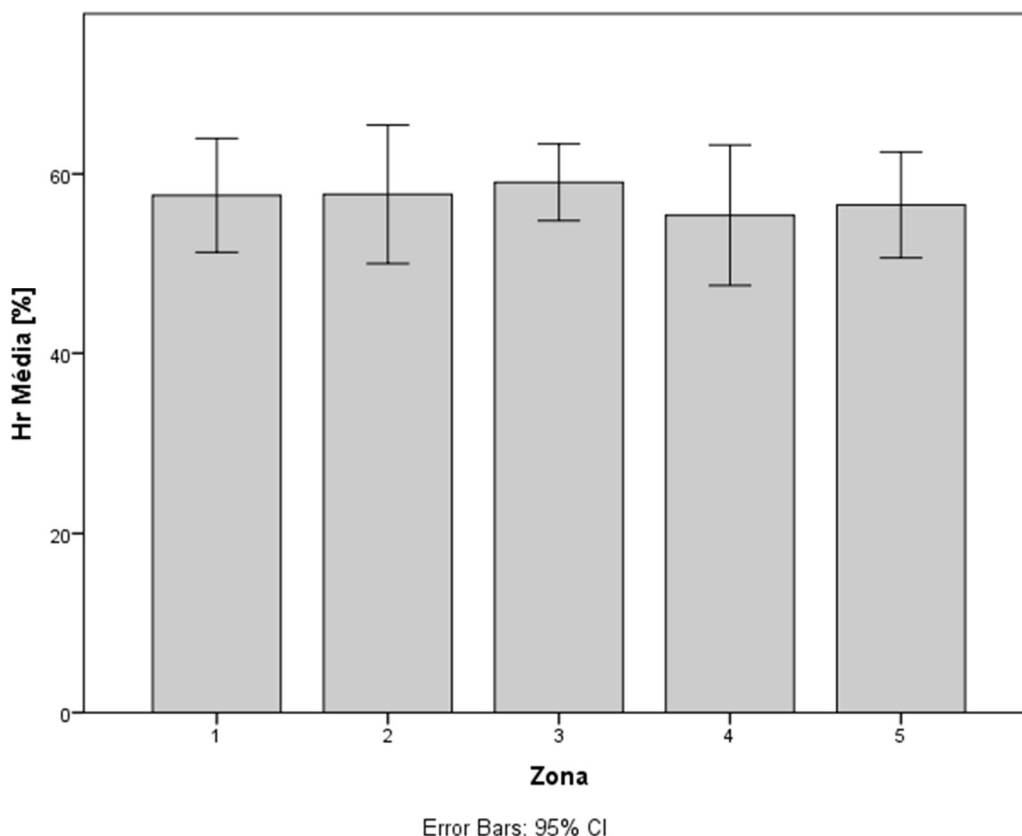


Figura 5.10: Representação dos valores médios da humidade relativa, medidos nas diferentes zonas consideradas.

Para comprovar a proximidade dos resultados nas diferentes zonas, realizou-se o teste estatístico de comparação de médias *One-Way* ANOVA, com um intervalo de confiança de 95%.

Após a realização do teste, foi comprovada a igualdade entre as médias com um p estatístico de 0,919.

Para uma melhor percepção do desvio padrão e conseguinte da incerteza associada às medições, é possível verificar na Tabela 5.4 os valores médios, número de casos, desvio padrão e incerteza por zona de medição para a humidade relativa.

Tabela 5.4: Valores estatísticos relevantes para a caracterização das medições da humidade relativa, nas diferentes zonas consideradas.

<b>Zona</b>	<b>N.º Medições</b>	<b>Média</b>	<b>Desvio padrão</b>	<b>Incerteza</b>
1	8	57,6	7,6	2,7
2	8	57,8	9,2	3,2
3	7	59,1	4,6	1,7
4	6	55,4	7,4	3,0
5	8	56,6	7,0	2,5

## **5.4. PMV Calculado com os Dados Ambientais Experimentais**

Na determinação do conforto térmico é comum utilizar o PMV como índice de conforto. Através do cálculo deste, é possível ter noção da sensação térmica numa determinada zona. A equação para o cálculo do PMV, como já referido anteriormente, utiliza 4 variáveis ambientais e 2 variáveis pessoais.

As variáveis ambientais para as diferentes zonas, as quais dependem da localização na sala, assim como a taxa metabólica para as diferentes atividades são conhecidas a partir dos pontos anteriores. O agrupar da taxa metabólica em atividades deveu-se à proximidade das tarefas realizadas pelos indivíduos associados à mesma atividade e à precisão na sua determinação.

Uma vez que o metabolismo foi adquirido com a premissa de que os profissionais com a mesma atividade profissional desempenhavam as mesmas funções, estes terão o mesmo desempenho à luz do método utilizado na determinação da taxa metabólica (tabelas para o metabolismo). No caso da utilização do isolamento do vestuário no cálculo do PMV, foram pensadas duas formas de abordar o problema.

A primeira forma de cálculo do PMV, e que se considera a mais próxima do conceito que lhe está associado, é elaborada com as médias das variáveis ambientais, e com o valor do isolamento do vestuário para cada indivíduo. A segunda forma não dá tanta ênfase ao indivíduo, mas sim ao local onde este se encontra. Esta forma de cálculo utilizou os valores médios da taxa metabólica e do isolamento do vestuário, juntando-os com os diferentes valores medidos das variáveis ambientais, em cada zona.

Assim, considera-se que a primeira abordagem é mais adequada para a comparação com o voto da sensação térmica, uma vez que esta conserva a individualidade do isolamento do vestuário. Por sua vez, a segunda abordagem centra-se nas condições ambientais existentes num determinado local.

Para uma melhor compreensão da primeira abordagem aplicada ao cálculo do PMV, foi elaborado um esquema que se encontra representado na Figura 5.11. Através desta abordagem, o número de valores para o PMV será igual ao número de questionários.

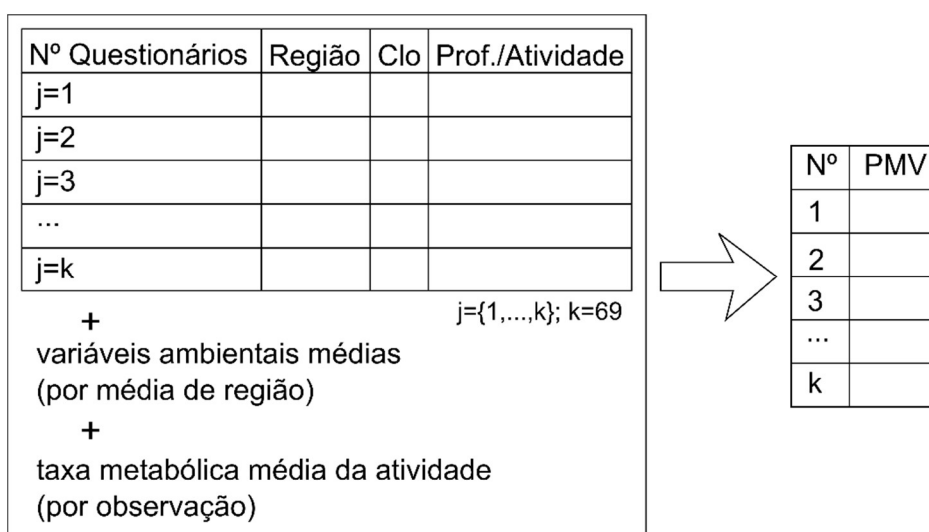


Figura 5.11: Representação esquemática da primeira abordagem de cálculo do PMV.

A segunda abordagem utilizada para o cálculo do PMV dá mais peso às variáveis ambientais, utilizando as diferentes medições obtidas em cada zona. Em contraste com o método anterior, o isolamento do vestuário considerado é o valor médio para cada uma das quatro atividades consideradas.

Nesta abordagem, para cada medição efetuada nas diferentes regiões, é calculado um PMV local com a taxa metabólica e isolamento médios do vestuário de cada atividade. Em termos

práticos, seria equivalente a determinar a sensação térmica para cada atividade considerada no instante de medição. A Figura 5.12 representa o processo de cálculo utilizado na segunda abordagem. Neste caso, o número de valores de PMV obtidos é o mesmo que o número de medições efetuadas.

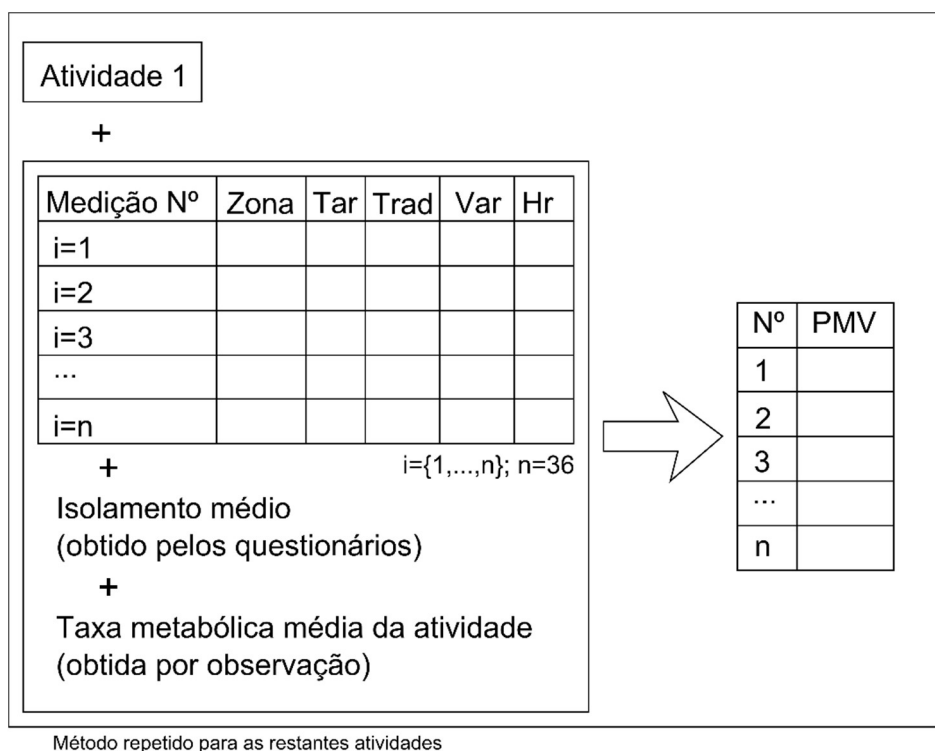


Figura 5.12: Representação esquemática da segunda abordagem de cálculo do PMV.

A aplicação das abordagens referidas resultará em dois conjuntos de valores para a escala de 7 pontos do conforto térmico. Contudo, em contraste com o capítulo anterior, estes valores são previsões para o voto médio utilizando a equação de Fanger para o PMV.

A primeira abordagem resultou num conjunto de dados com a mesma dimensão da amostra dos questionários, uma vez que contou com a particularidade de cada indivíduo. Com este método, em cada questionário foi avaliado o PMV de acordo com a atividade do indivíduo e o respetivo isolamento do vestuário resultante das suas respostas. Relativamente às condições ambientais, foram considerados os valores médios para a região em que o indivíduo indicou encontrar-se. A Figura 5.13 representa a distribuição dos valores de PMV utilizando a primeira abordagem, para todos os utilizadores da sala de operações.

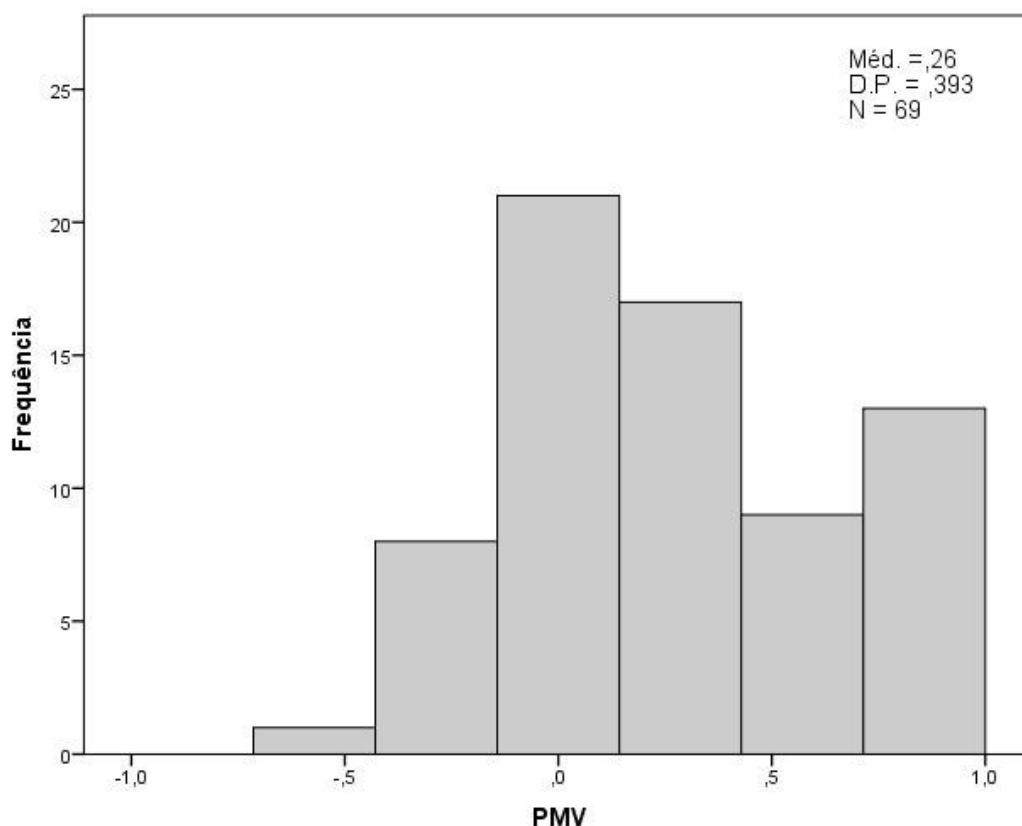


Figura 5.13: Valores de PMV calculados através da primeira abordagem.

Dos 69 resultados para os valores de PMV, através desta abordagem foi produzido um total de 34 valores únicos. Tendo em conta os resultados obtidos, é possível verificar que a previsão do voto médio apresenta tendência para os valores positivos, com a frequência máxima no valor zero, que representa a neutralidade térmica. Nesta distribuição, existe um pico para os valores de PMV próximos de +1, possivelmente representativo da classe cirurgião e ajudante de cirurgião, que têm atividade metabólica e isolamento mais elevados. Relativamente à normalidade dos resultados, esta foi testada para um intervalo de confiança de 95% para o teste de Shapiro-Wilk. Contudo, os dados não seguiam uma distribuição normal com um  $p$  estatístico de 0,41.

Com o intuito de compreender melhor a distribuição dos valores de PMV calculados, foi necessário repartir a distribuição. Com o intuito de comparação com os dados anteriormente apresentados, a repartição foi realizada por atividade, tornando assim possível conhecer também a influência desta no quadro geral. A Figura 5.14 representa do PMV calculado por atividade.

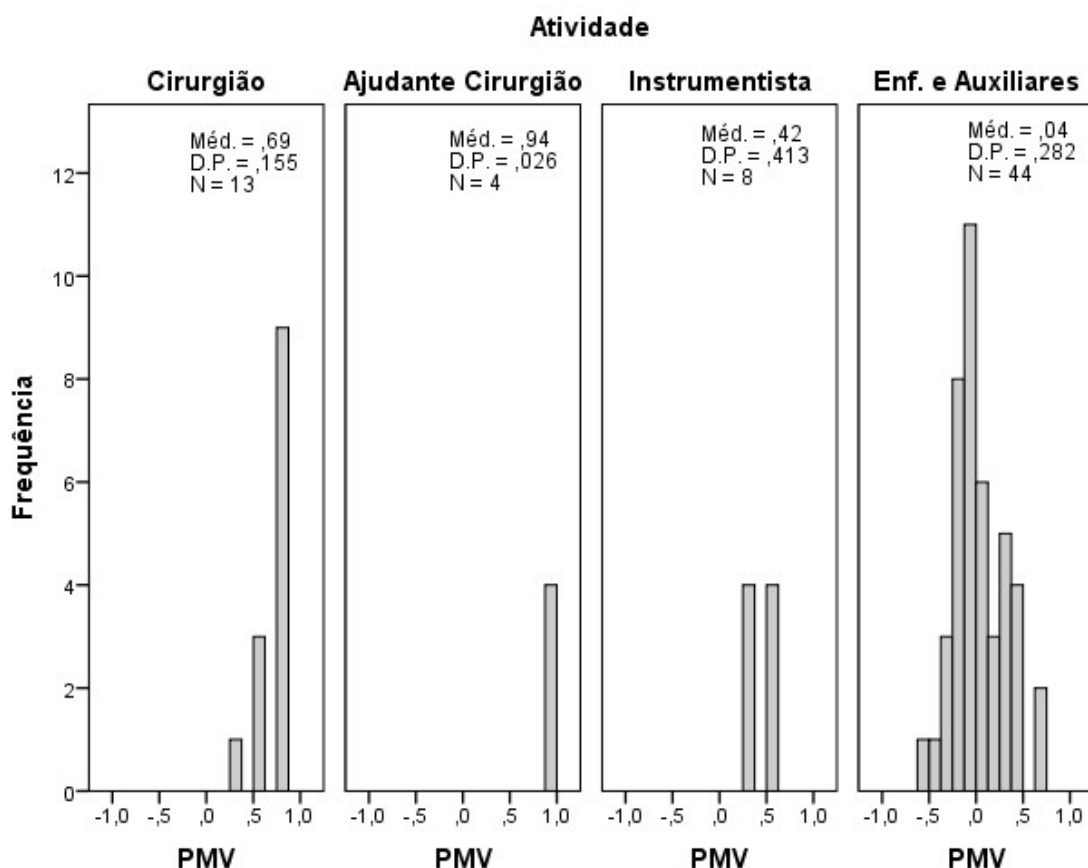


Figura 5.14: Valores de PMV utilizando a taxa metabólica média por profissão, juntamente com o isolamento do vestuário de cada questionário. Os 3 primeiros gráficos dizem respeito à Região 2 e o último gráfico à Região 1. Os valores de PMV calculados através da primeira abordagem, repartidos por atividade.

Analisando os valores para o PMV, repartidos por atividade, é possível observar que existem diferenças consideráveis entre os diversos profissionais. A primeira constatação, que é possível efetuar, é que todos os valores calculados para o índice PMV/PPD apresentam tendência ligeira para uma sensação positiva, isto é, direcionada para uma sensação de calor. Nos resultados apresentados, o ajudante de cirurgião apresenta o valor mais elevado seguido pelo cirurgião, com o instrumentista em terceiro lugar, e por último, com um valor mais baixo, surgem os enfermeiros e os auxiliares. Esta distribuição aproxima-se do esperado uma vez que o cirurgião e o ajudante têm um maior isolamento de vestuário, assim como uma atividade mais elevada (ver Tabela 4.2 e Tabela 4.3). A ocorrência do valor mais elevado no caso do ajudante de cirurgião é esperada devido aos valores mais elevados para o metabolismo e isolamento do vestuário. No entanto, como a amostra é bastante reduzida, não é possível afirmar com rigor que os resultados obtidos sejam uma boa representação do grupo em questão. Da mesma forma, não é possível afirmar que o valor de PMV calculado representa o voto real associado ao ajudante. Uma particularidade nos casos



apresentados é que apenas existem valores de PMV negativos na atividade Enf. e Auxiliares, onde estes perfazem um valor de 54,5% dos casos (24 casos em 44).

A segunda abordagem para o cálculo do índice PMV dá um peso maior às diferenças locais das variáveis ambientais, podendo de certa forma, ser considerado um PMV local para a atividade e isolamento. Esta forma de cálculo permite prever a sensação térmica por atividade no local medido e em diferentes momentos de medição. Além do mais, esta é a mais aproximada ao algoritmo utilizado no cálculo do PMV com recurso à simulação numérica. A Figura 5.15 representa os valores de PMV calculados utilizando a segunda abordagem de cálculo.

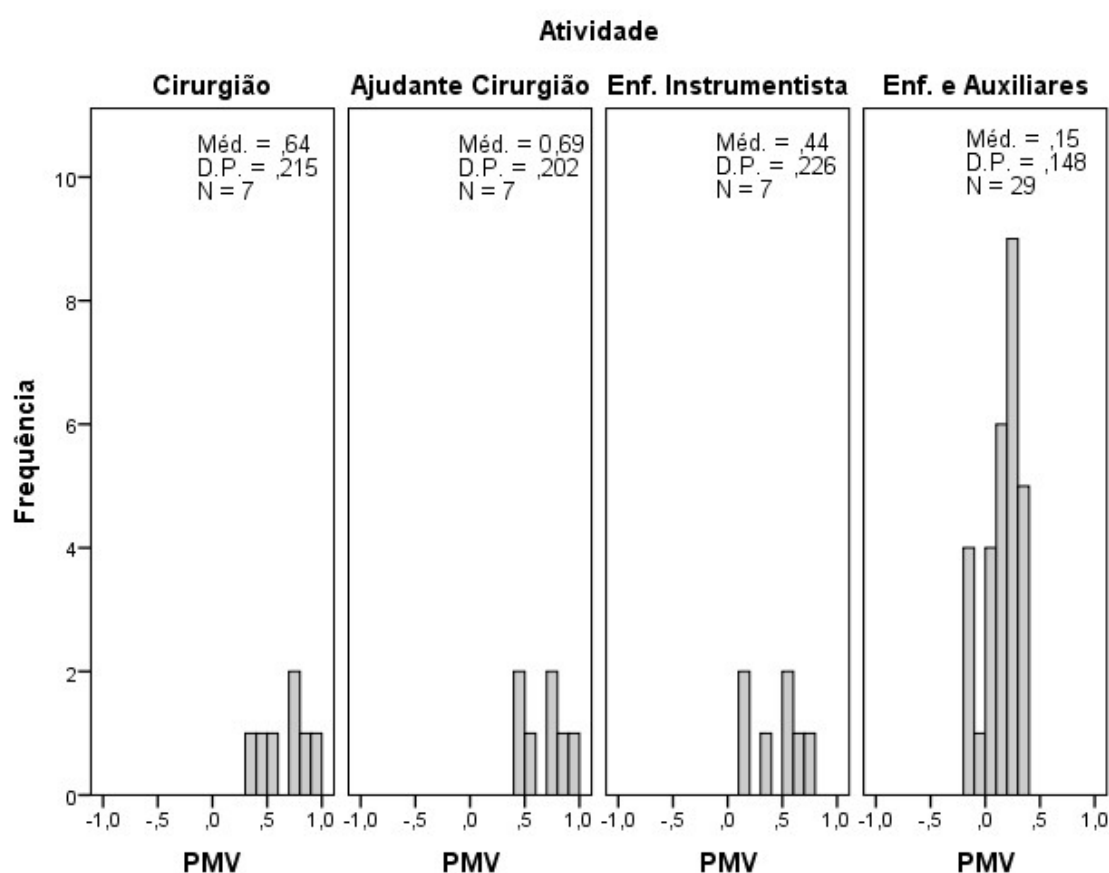


Figura 5.15: Valores de PMV para cada medição utilizando a taxa metabólica e o isolamento do vestuário médios de cada atividade. Os 3 primeiros gráficos dizem respeito à Região 2 e o último gráfico à Região 1. Os valores de PMV calculados utilizando a segunda abordagem.

Na construção dos gráficos presentes na Figura 5.14 e na Figura 5.15, os dados foram filtrados de acordo com a região onde estes faziam sentido. Por exemplo, os dados relativos ao metabolismo e isolamento médios para o cirurgião não fazem sentido serem usados com os dados ambientais da Região 1, uma vez que o cirurgião nunca se encontra nesta região durante a sua

atividade. Além do mais, caso o cirurgião se movesse para a Região 1, este deixaria de ter a mesma taxa metabólica uma vez que a sua atividade seria diferente. Desta forma, apenas foram considerados os valores de PMV na região onde a atividade existe efetivamente. O resultado desta filtragem faz com que se tenha uma amostra de 7 valores nos primeiros 3 gráficos que corresponde ao número de medições efetuadas na Região 2. Uma vez que foram realizadas mais medições na Região 1, o número de valores de PMV nessa região também aumenta, obtendo-se um total de 29 valores. De entre os resultados obtidos, apenas no caso dos enfermeiros e auxiliares existem valores negativos, perfazendo cerca de 17,2% dos casos em questão (5 casos em 29).

## **Capítulo 6   Avaliação Baseada em Simulação**

### **Numérica**

---

No mundo atual é cada vez mais comum a utilização do poder computacional na investigação, assim como na resolução de problemas. Estas metodologias trazem vantagens sobretudo na automação e detalhe que permitem na resolução de problemas. Por estas razões, foi decidido utilizar métodos computacionais no estudo do conforto térmico. Uma vez que o estudo atual retrata um problema de transferência de calor com dinâmica de fluidos, o método a utilizar é denominado, na literatura inglesa, de *Computational Fluid Dynamics* (CFD), ou, em português, Dinâmica de Fluidos Computacional (DFC). Contudo, como é mais comum a utilização da primeira sigla na literatura, optou-se pela utilização da mesma.

A metodologia escolhida permite resolver os problemas de transferência de calor e dinâmica de fluidos presentes no ambiente térmico, sendo esta metodologia referida pela ASHRAE no estudo dos sistemas de ventilação e ambientes interiores.

## **6.1. Metodologia de Construção do Modelo Numérico**

Para definir um problema com CFD é necessário passar por diferentes etapas. Em primeiro lugar é necessário definir o domínio espacial em estudo. Em termos de modelação computacional, esta etapa traduz-se no desenho de uma geometria que, no presente estudo é uma sala de operações.

A segunda etapa na definição do problema é a discretização do domínio criado. Esta etapa advém da necessidade de resolver, discretamente, as equações que regem os fenómenos físicos associados ao problema, tais como a resolução das equações para o escoamento e transferência de calor. Na metodologia CFD, a discretização é feita pela criação de uma malha que divide o domínio num número finito de volumes de controlo, com dimensões reduzidas.

A terceira etapa passa pela definição do problema que se pretende resolver no domínio previamente discretizado. Para a definição do modelo é necessário, em primeiro lugar, realizar uma análise do tipo de problema a resolver, isto é, se o escoamento tem transferência de calor ou não, se é necessário considerar radiação ou não, etc.

Tendo sido feita esta análise é então possível proceder à escolha dos modelos numéricos a resolver. Após a escolha dos modelos é necessário proceder à especificação das condições que estão presentes na situação a ser modelada. Na metodologia CFD, esta etapa corresponde à definição das condições de fronteira. Por fim, a última etapa consiste na inicialização do problema e ajuste de termos de resolução, tais como o avanço temporal (*time-step*), fatores de relaxação e critérios de paragem. No presente estudo, o ambiente de simulação utilizado foi o ANSYS Workbench® que pertence à ANSYS Inc. Dentro deste ambiente, o *solver* utilizado para a resolução da modelação em CFD foi o Fluent® v16.2. Trata-se de um *solver* bastante robusto e aplicado em diversos estudos de modelação com fluidos, incluindo estudos de conforto térmico. A Figura 6.1 representa os diferentes *softwares* disponibilizados no ANSYS Workbench® para as etapas referidas anteriormente.

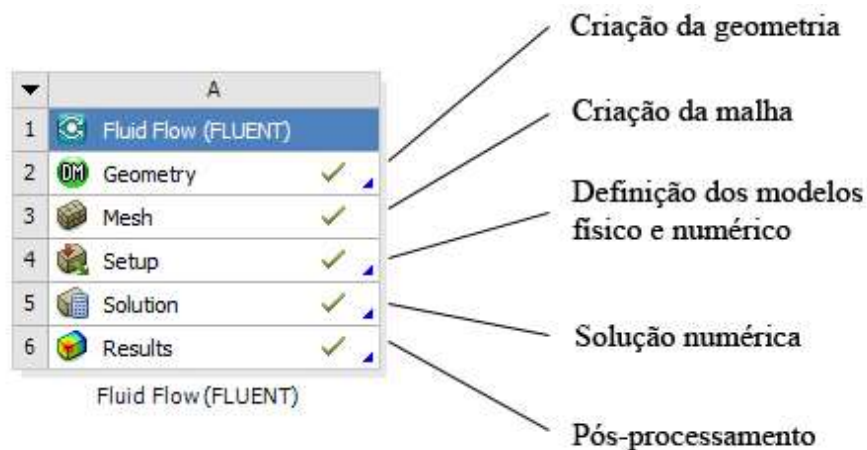


Figura 6.1: Ambiente de trabalho da ANSYS® v.16.2 com breve descrição da funcionalidade dos *softwares* necessários à metodologia CFD.

## 6.2. Modelos Matemáticos

Para dar resposta aos diferentes fenómenos que ocorrem no estudo desenvolvido, foram incluídos os modelos matemáticos referentes à conservação de massa, momento, energia, e ainda modelos de turbulência, radiação e espécies.

### 6.2.1. Conservação de Massa

A conservação de massa implica que a quantidade de massa que entra num determinado volume de controlo é igual à que sai, havendo um equilíbrio entre os fluxos de entrada e de saída para o volume contemplado. No caso da modelação numérica, este conceito é adaptado para introduzir um termo de fonte caso haja introdução ou remoção de material no volume em questão. Este conceito é matematicamente expresso pela Equação (6.1) (ANSYS, 2016; Ferziger & Peric, 2002).

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v}) = S_n \quad (6.1)$$

A variável  $S_n$  é o termo de fonte de massa adicionado à fase contínua em simulação. O termo  $\rho$  corresponde à massa volúmica do fluido,  $t$  corresponde ao tempo e  $\vec{v}$  representa o vetor de velocidade.

### 6.2.2. Conservação de Momentum

A conservação do *momentum* pode ser traduzida pela taxa de alteração da quantidade de movimento de uma partícula do fluido e é igual ao somatório das forças que atuam nessa partícula. Este princípio pode ser descrito pela Equação (6.2) (ANSYS, 2016; Ferziger & Peric, 2002).

$$\nabla \cdot (\rho \vec{v} \vec{v}) = -\nabla p + \nabla \cdot \left[ \mu (\nabla \vec{v} + \nabla \vec{v}^T) \right] + \rho \vec{g} + \vec{F} \quad (6.2)$$

A variável  $\vec{v}$  representa o vetor velocidade,  $\mu$  a viscosidade,  $\rho$  a massa volúmica,  $p$  a pressão estática e  $\vec{g}$  a aceleração gravitacional (ANSYS, 2016).

### 6.2.3. Turbulência

A turbulência é um fenómeno importante nos problemas da mecânica de fluidos. Este estado é caracterizado por um comportamento caótico do escoamento com rápidas variações de pressão e velocidade. O modelo de turbulência utilizado foi o  $k - \varepsilon$  *Realizable* que possui vantagens de modelação em relação ao modelo  $k - \varepsilon$  *Standard*. A escolha deste modelo recaiu no facto de este ser bastante robusto na simulação da turbulência, para além de aceitar um valor de  $y^+$  mais elevado, o que lhe conferiu vantagem sobre o modelo  $k - \varepsilon$ . O modelo  $k - \varepsilon$  *Realizable* foi desenvolvido a partir do modelo *Standard* e apresenta uma atualização na formulação para a turbulência. Além disso, a equação de transporte para o grau de dissipação  $\varepsilon$  foi derivado de uma equação exata para o transporte da flutuação da média quadrática da vorticidade. O termo *Realizable* significa que o modelo satisfaz certas restrições matemáticas relativas às tensões internas de Reynolds do fluido, de forma consistente com a física de escoamentos turbulentos. As equações de transporte para o parâmetro de geração de turbulência  $k$  e para o parâmetro de dissipação de turbulência  $\varepsilon$  do modelo  $k - \varepsilon$  *Realizable* são dadas pelas equações (6.3) e (6.4):

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \frac{\partial}{\partial x_j}(\rho k u_j) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[ \left( \mu + \frac{\mu t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + G_k + G_b - \rho \varepsilon - Y_M + S_k \quad (6.3)$$

e

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial t}(\rho\epsilon) + \frac{\partial}{\partial x_j}(\rho\epsilon u_j) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[ \left( \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\epsilon} \right) \frac{\partial \epsilon}{\partial x_j} \right] \\ + \rho C_1 S \epsilon - \rho C_2 \frac{\epsilon^2}{k + \sqrt{\nu \epsilon}} + C_{1\epsilon} \frac{\epsilon}{k} C_{3\epsilon} G_b + S_\epsilon \end{aligned} \quad (6.4)$$

onde o termo  $C_1$  é dado pela equação (6.5).

$$C_1 = \max \left[ 0.43, \frac{\eta}{\eta + 5} \right], \quad \eta = S \frac{k}{\epsilon}, \quad S = \sqrt{2S_{ij}S_{ij}} \quad (6.5)$$

As equações anteriores representam a geração de  $k$  e de  $\epsilon$  respetivamente. Nestas equações,  $G_k$  representa a geração da energia cinética da turbulência devido aos gradientes da velocidade média.  $G_b$  é a geração da energia cinética turbulenta devido à flutuabilidade (buoyancy),  $Y_M$  representa a contribuição da dilatação flutuante em turbulência compressiva para o grau de dissipação geral.  $C_1$  e  $C_2$  são constantes. Os termos  $\sigma_k$  e  $\sigma_\epsilon$  são os números turbulentos de Prandtl para  $k$  e  $\epsilon$  respetivamente.  $S_k$  e  $S_\epsilon$  são termos fonte definidos pelo utilizador.

O cálculo dos termos  $G_k$  é determinado com o uso da equação (6.6), onde:

$$G_k = -\rho \overline{u_i' u_j'} \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \quad (6.6)$$

Para avaliar  $G_k$  de forma consistente com a hipótese de Boussinesq, o termo anterior fica representado pela equação (6.7),

$$G_k = \mu_t S^2 \quad (6.7)$$

onde  $S$  é o módulo da razão média do tensor de esforço, definido pela equação (6.8):

$$S \equiv \sqrt{2S_{ij}S_{ij}} \quad (6.8)$$

A equação respetiva ao termo  $G_b$  que representa a geração de turbulência proveniente da impulsão gravítica (buoyancy), é dada pela equação (6.9),

$$G_b = \beta g_i \frac{\mu_i}{\text{Pr}_i} \frac{\partial T}{\partial x_i} \quad (6.9)$$

onde  $\text{Pr}_i$  é o número de Prandtl turbulento para a energia e  $g_i$  é o componente do vetor gravitacional na direção  $i$ . No caso do modelo *Standard*, assim como no *Realizable*, o valor de  $\text{Pr}_i$  pré-definido é de 0,85. O coeficiente de expansão térmica  $\beta$  é dado pela equação (6.10):

$$\beta = -\frac{1}{\rho} \left( \frac{\partial \rho}{\partial T} \right)_p \quad (6.10)$$

No caso de aproximação do fluido aos gases ideais, o termo anterior é simplificado na expressão de  $G_b$  ficando reduzida à equação (6.11):

$$G_b = -g_i \frac{\mu_i}{\rho \text{Pr}_i} \frac{\partial \rho}{\partial x_i} \quad (6.11)$$

A influência da geração de turbulência por flutuação não é direta e a sua influência é passada para a geração de  $\mathcal{E}$  na equação de turbulência pelo termo  $C_{3\mathcal{E}}$  que é dado pela equação (6.12),

$$C_{3\mathcal{E}} = \tanh \left| \frac{v}{u} \right| \quad (6.12)$$

onde  $v$  é o componente da velocidade paralelo ao vetor gravitacional e  $u$  é o componente da velocidade do fluxo perpendicular ao vetor gravitacional.

O termo  $Y_M$  que corresponde à dissipação da dilatação. A expressão que representa este termo é dada pela equação (6.13).



$$Y_M = 2\rho\varepsilon M_t^2 \quad (6.13)$$

onde  $M_t$  é o número de Mach definido pela equação (6.14)

$$M_t = \sqrt{\frac{k}{a^2}} \quad (6.14)$$

onde  $a (\equiv \sqrt{\gamma RT})$  é a velocidade do som.

Voltando à modelação da turbulência é importante definir também a influência da viscosidade. No modelo  $k - \varepsilon$ , o termo da viscosidade advém da equação (6.15):

$$\mu_t = \rho C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon} \quad (6.15)$$

No entanto, no caso do modelo utilizado, *Realizable*, o termo  $C_\mu$  não é constante sendo dado pela equação (6.16),

$$C_\mu = \frac{1}{A_0 + A_s \frac{kU^*}{\varepsilon}} \quad (6.16)$$

onde o termo  $U^*$  é dado pela equação (6.17),

$$U^* \equiv \sqrt{S_{ij}S_{ij} + \tilde{\Omega}_{ij}\Omega_{ij}} \quad (6.17)$$

com  $\tilde{\Omega}_{ij}$  e  $\Omega_{ij}$  sendo dados pelas equações (6.18) e (6.19), respetivamente,

$$\tilde{\Omega}_{ij} = \Omega_{ij} - 2\varepsilon_{ijk}\omega_k \quad (6.18)$$

$$\Omega_{ij} = \overline{\Omega_{ij}} - \varepsilon_{ijk}\omega_k \quad (6.19)$$

e onde  $\overline{\Omega_{ij}}$  é o tensor do grau de rotação médio, em relação a um eixo de referência com a velocidade angular  $\omega_k$ . Os termos  $A_0$  e  $A_s$  da equação (6.16) são dados por (6.20),

$$A_0 = 4.04, \quad A_s = \sqrt{6} \cos \phi \quad (6.20)$$

onde o termo  $\phi$  é dado por (6.21),

$$\phi = \frac{1}{3} \cos^{-1}(\sqrt{6}W), \quad W = \frac{S_{ij}S_{jk}S_{ki}}{\tilde{S}^3}, \quad \tilde{S} = \sqrt{S_{ij}S_{ij}}, \quad S_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_j}{\partial x_i} + \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) \quad (6.21)$$

As constantes do modelo por definir, isto é,  $C_2$ ,  $\sigma_k$  e  $\sigma_\varepsilon$ , e que apresentam bons resultados para o modelo, são:

$$C_{1\varepsilon} = 1.44, \quad C_2 = 1.9, \quad \sigma_k = 1.0, \quad \sigma_\varepsilon = 1.2$$

#### 6.2.4. Energia

O modelo da energia é importante para ter em conta os fenómenos de temperatura e de transferência de calor que ocorrem na simulação. Sendo estes os pontos fulcrais no conforto térmico, é imperativo que este modelo seja considerado. A equação da energia específica que a taxa de alteração da energia de uma partícula de fluido é igual à soma da taxa de calor adicionado às partículas de fluido e da taxa de trabalho realizado na partícula (Ho et al., 2009). A equação pode ser representada da seguinte forma (equação (6.22)).

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho E) + \nabla \cdot (\vec{v}(\rho E + p)) = \nabla \cdot \left( k_{eff} \nabla T - \sum_j h_j \vec{J}_j + \left( \overline{\tau_{eff}} \cdot \vec{v} \right) \right) + S_h \quad (6.22)$$

Onde  $k_{eff}$  representa a condutibilidade efetiva ( $k + k_t$  sendo  $k_t$  a condutibilidade térmica por turbulência, definida de acordo com o modelo de turbulência que está a ser utilizado)  $\vec{J}_j$  o fluxo de difusão da espécie  $j$ ,  $\vec{v}$  representa o vetor velocidade,  $T$  a temperatura e  $\overline{\tau_{eff}}$  representa o tensor de tensões efetivo. Os três primeiros termos da equação anterior dizem respeito

à transferência de energia devido à condução, difusão de espécies e dissipação viscosa respetivamente. O último termo,  $S_h$ , representa uma fonte externa de geração de calor naquela célula, tal como calor de uma reação ou por radiação.

Na equação (6.22) o termo  $E$  é dado pela equação (6.23)

$$E = h - \frac{p}{\rho} + \frac{v^2}{2} \quad (6.23)$$

onde a entalpia sensível  $h$ , é definida para escoamentos incompressíveis pela equação (6.24) como

$$h = \sum_j Y_j h_j + \frac{p}{\rho} \quad (6.24)$$

Nas equações anteriores  $Y_j$  é a fração mássica das espécies  $j$  e o termo  $h_j$  advém da equação (6.25):

$$h_j = \int_{T_{ref}}^T C_{p,j} dT \quad (6.25)$$

O valor  $T_{ref}$  para o solver baseado na pressão é de 298,15 K, tirando casos específicos onde este valor é dado pelo utilizador.

### 6.2.5. Radiação

Existem diferentes modelos no solver escolhido para o tratamento deste parâmetro da transferência de calor. Contudo, o modelo que foi considerado mais apropriado foi o modelo S2S (*Surface to Surface*), ou em português, de superfície para superfície. Este modelo, como o próprio nome indica, conta com a transferência de calor que ocorre entre as diferentes superfícies do domínio em estudo. Desta forma, é possível ter em conta o aumento ou diminuição da temperatura que uma superfície vai sofrer quando está no domínio visível de superfícies quentes ou frias respetivamente. Uma limitação deste modelo é que este não conta com a participação do fluido

que está entre as superfícies, onde, no caso do presente estudo considerou o ar como sendo transparente à radiação. Embora em termos de contributo do cálculo esta aproximação seja válida, uma vez que o ar absorve radiação apenas em termos residuais, esta simplificação faz com o solver (Fluent®) não tenha informação do valor da radiação nas células que estão preenchidas pelo ar. Desta forma, não é possível fornecer ao utilizador campos de temperatura radiante.

O fluxo de energia que é emitido por uma determinada superfície perante o modelo de radiação S2S é dado pela equação (6.26):

$$q_{out,l} = \epsilon_l \sigma T_l^4 + \rho_l q_{in,l} \quad (6.26)$$

onde  $q_{out,l}$  é o fluxo de energia que é emitido pela superfície  $l$  em questão,  $\epsilon_l$  é a emissividade da superfície,  $\sigma$  é a constante de Stefan-Boltzmann, e  $q_{in,l}$  é o fluxo de energia que incide na superfície proveniente da sua envolvente. A definição da energia que incide na superfície  $l$  depende de um fator de visão  $F_{jl}$  que corresponde à fração de energia que é emitida pela superfície  $j$  e que incide na superfície  $l$ . Desta forma, o fluxo de energia incidente  $q_{in,l}$  pode ser expresso em termos de fluxo de energia que é emitida pelas outras superfícies, conforme descrito na equação (6.27):

$$A_l q_{in,l} = \sum_{j=1}^N A_j q_{out,j} F_{jl} \quad (6.27)$$

onde  $A_l$  é a área da superfície  $l$  e  $F_{jl}$  é o fator de visão entre a superfície  $l$  e a superfície  $j$ .

### 6.2.6. Espécies

O modelo das espécies permite considerar o fluido em modelação como um fluido composto por diferentes componentes. Desta forma, em vez de fazer a simulação com o ar como sendo um fluido com propriedades médias e composto somente de uma entidade, este modelo permite considerar diferentes componentes para o ar e defini-lo como sendo uma mistura de azoto, oxigénio

e vapor de água. A possibilidade de considerar o vapor de água como um elemento constituinte do ar na simulação permite obter o valor da humidade relativa do ambiente, e como tal usar esta informação na caracterização do ambiente térmico. Na solução numérica para a conservação e transporte de espécies, o Fluent® resolve uma equação para a convexão-difusão de espécies para a  $i^{ésima}$  ( $i^{th}$ ) espécie. A equação para a conservação das espécies é dada pela equação (6.28):

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho Y_i) + \nabla \cdot (\rho \vec{v} Y_i) = -\nabla \cdot \vec{J}_i + R_i + S_i \quad (6.28)$$

onde  $R_i$  é o rácio de produção total da espécie  $i$  por reação química e  $S_i$  é o rácio de criação por adição da espécie dispersa mais fontes definidas pelo utilizador. Esta equação é resolvida para  $N-1$  espécies, sendo  $N$  o número total de espécies presentes no sistema. A razão para resolver o balanço para  $N-1$  espécies é que o total do balanço deve dar 1. Assim, a última fase terá como valor de balanço o valor da diferença entre 1 e as  $N-1$  espécies. Desta forma, evita-se a acumulação de erros numéricos por arredondamentos durante os processos iterativos. Regra geral, a espécie de preenchimento ( $N^{th}$ ), deve ser a que tem uma maior fração mássica. No presente caso, essa espécie corresponde ao  $N_2$ .

### 6.3. Geometria e Malha

O domínio do presente estudo computacional consiste numa sala de operações que está representada na Figura 6.2. Esta apresenta uma geometria paralelepipedica cujas dimensões são: 3 m x 7,9 m x 5,9 m para a altura, comprimento e largura respetivamente. Na parede localizada à esquerda da geometria modelada, estão presentes 2 saídas de ar com uma geometria quadrada cuja aresta tem 0,55 m. No centro da sala foram incluídos focos cirúrgicos e a marquesa onde se realizam as operações.

Ao lado da marquesa foram colocados dois manequins para ser possível verificar a influência do corpo humano no fluxo de ar, assim como na transferência de calor. A existência de apenas dois manequins deve-se a limitações de complexidade do modelo. Havendo mais manequins do domínio, a simulação iria aumentar bastante em complexidade, tornando-se inviável a sua simulação com os recursos computacionais disponíveis. A escolha do posicionamento dos



memória RAM necessária à resolução das simulações. É sabido que a utilização de uma malha estruturada para a resolução de problemas CFD gera menos erros numéricos e facilita os cálculos realizados (ANSYS, 2016). Assim, a geometria foi estudada com o intuito de criar uma malha estruturada.

A criação deste tipo de malha é facilitada em geometrias simples e com pouca ou nenhuma curvatura. No presente estudo, apesar de os manequins desenhados já se encontrarem simplificados, estes ainda possuem demasiadas irregularidades na sua forma, o que torna a criação de uma malha regular um processo complexo e demorado. Apesar disso, as restantes partes da sala são compostas por geometrias regulares. Foi decidido, portanto, que na criação da malha para a geometria em questão, esta seria tetraédrica na zona central nas proximidades dos manequins, e hexaédrica para a restante geometria.

No entanto, devido ao grande número de superfícies existente no domínio circundante, tais como as lâmpadas e as saídas de ar, foi necessário dividir a geometria em sólidos geométricos mais simples. Neste cenário, a geometria inicial, após dividida passou a ter um total de 1154 sólidos. Em cada parede da sala, assim como na entrada e nas saídas de ar, foi definido um gradiente para o crescimento da malha a fim de acompanhar o crescimento da camada limite e assim garantir uma correta definição do problema. A Figura 6.3 representa um corte na malha utilizada no presente estudo para a sala de operações.

Devido à maior complexidade da geometria do manequim humano, assim como à necessidade de um maior detalhe na sua envolvente, a malha gerada na superfície do manequim tem uma dimensão mais reduzida. Com o intuito de tornar a apresentação da malha mais perceptível, foi optado por colocar a malha de superfície do manequim numa figura à parte, nomeadamente, na Figura 6.4.

No total, a malha produzida apresentava um total de 1,8 milhões elementos. Desses elementos, o volume mínimo era de  $2,57 \text{ cm}^3$  e a célula com maior volume tinha  $0,88 \text{ dm}^3$ . Estes valores dizem respeito a um total de  $139 \text{ m}^3$  que constituíam a sala de operações.

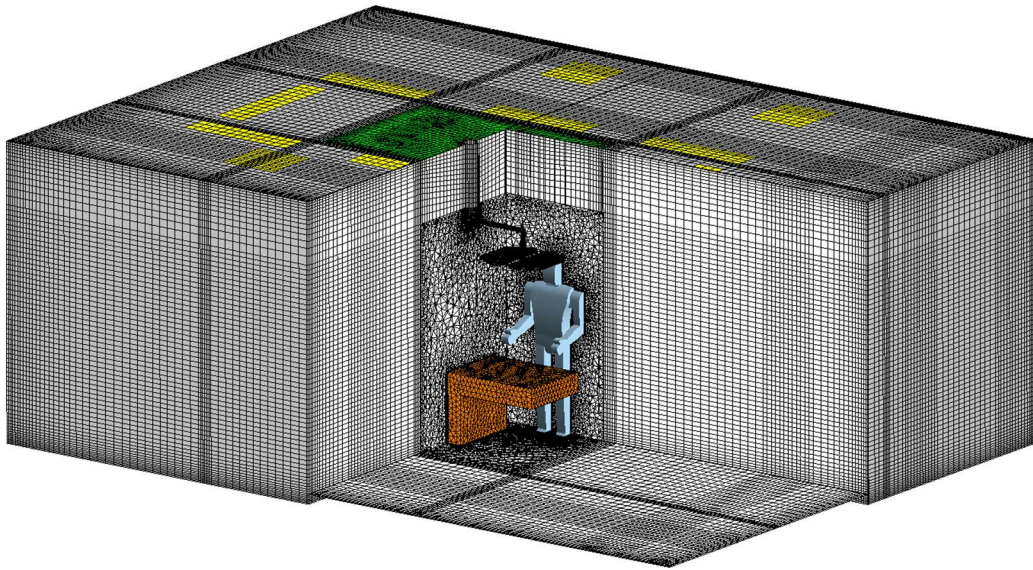


Figura 6.3: Representação em corte da malha gerada para a geometria em estudo.

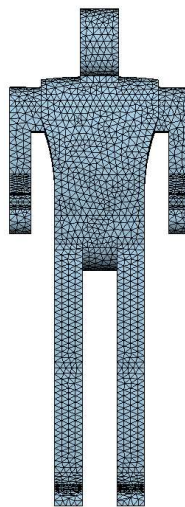


Figura 6.4: Representação da malha obtida à superfície dos manequins.

Após apresentadas as características gerais da malha, é importante conhecer a qualidade da mesma, isto é, se os elementos criados não são demasiado distorcidos. Para isso existem diferentes índices de qualidade que permitem verificar se a malha é apropriada. Em primeiro lugar apresenta-se o índice denominado qualidade do elemento que apresenta uma métrica geral para a qualidade do elemento que constitui a malha com um valor 0 e 1. Este índice está relacionado com o rácio de aspeto (*Aspect Ratio*), que corresponde ao rácio entre a aresta de comprimento mais longo da célula com a aresta mais curta. No caso de uma malha cúbica uniforme, este valor



será de 1 e à medida que a célula se afaste de um sólido uniforme este valor irá diminuir. No caso da malha tetraédrica, esta razão pertence à face mais alongada do mesmo. Para encontrar essa superfície, é traçado um retângulo nas superfícies do tetraedro, onde o lado do tetraedro mais alongado será aquele que tiver um retângulo com uma maior razão entre o seu lado maior e o seu lado menor (Figura 6.5).

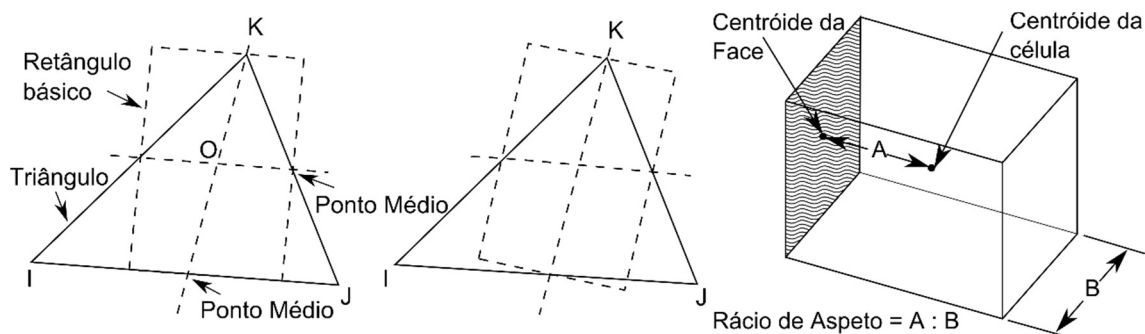


Figura 6.5: Representação geométrica da nomenclatura utilizada no cálculo do rácio de aspeto, adaptada de ANSYS (2016).

A distorção, também conhecida por *Skewness* na literatura inglesa, quantifica quão perto uma célula está de um elemento equiangular. Para o efeito, este índice faz uso do desvio dos ângulos, ou do tamanho de uma face ou célula perante a sua forma ideal. A Figura 6.6 representa este conceito comparando as geometrias ideais de nodos bidimensionais com as respetivas formas distorcidas.

A quantificação do valor da distorção varia entre 0 e 1, onde o 0 correspondente a uma geometria equilátera, sem distorção, e o 1 corresponde a uma geometria degenerada. Uma geometria degenerada é uma geometria caracterizada por nodos quase planares para um espaço a três dimensões (3D), e por nodos lineares para um espaço bidimensional (2D). Relativamente aos valores intermédios, a Tabela 6.1 apresenta uma descrição qualitativa referente a diferentes intervalos.

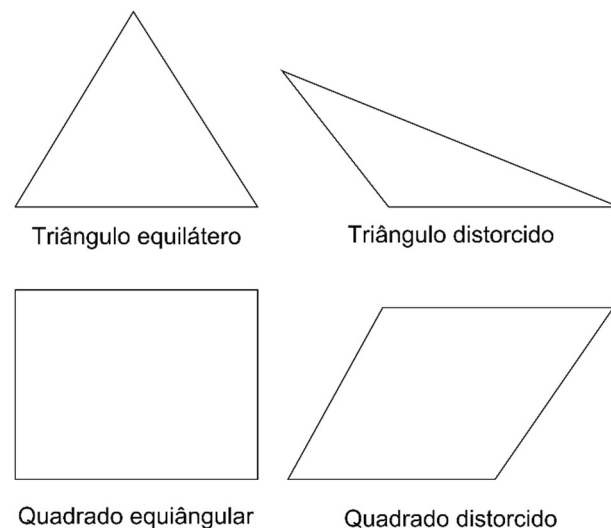


Figura 6.6: Representação de geometrias ideais para triângulos e quadrados, com as respectivas formas distorcidas. Adaptado de ANSYS (2016).

Tabela 6.1: Valores de distorção com a qualidade da célula correspondente.

Valor da distorção	Qualidade da célula
1	Degenerativa
0,90 – <1	Má
0,75 – 0,90	Pobre
0,50 – 0,75	Razoável
0,25 – 0,50	Boa
>0 – 0,25	Excelente
0	Equilátero

A qualidade ortogonal de uma célula é o valor mínimo que resulta do cálculo do produto escalar normalizado, do vetor da área da face que conecta o centróide à face correspondente; e o produto escalar normalizado do vetor da área da face com o vetor que conecta a face e os centróides das células. Assim, as piores células terão uma qualidade ortogonal perto de 0, por sua vez, as melhores células terão uma qualidade ortogonal perto de 1. A Figura 6.7 representa as distribuições dos diferentes parâmetros de qualidade para a malha criada no presente estudo.

No presente estudo, esta foi a malha mais refinada que se conseguiu produzir com o equipamento computacional disponível. No entanto, para determinar a influência da malha na solução final, seria importante realizar estudos de malha. De uma forma geral, os índices indicam que os elementos que constituem a malha têm uma boa qualidade.

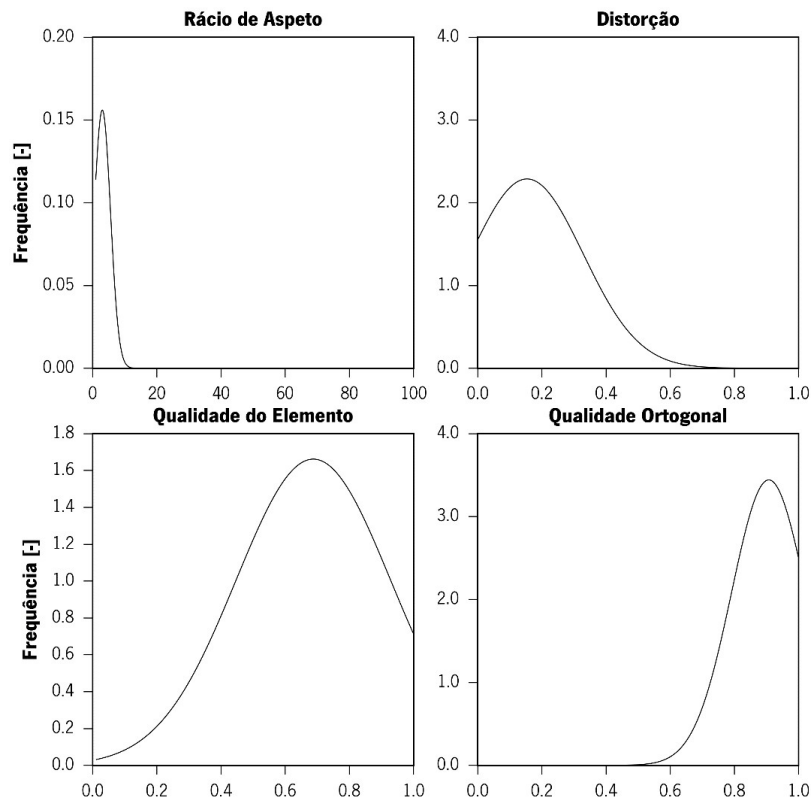


Figura 6.7: Distribuição em frequência de diferentes índices de qualidade da malha, nomeadamente: rácio de aspeto, distorção, qualidade do elemento e qualidade ortogonal.

## 6.4. Condições de Fronteira

Após a definição dos modelos é importante caracterizar as condições pelas quais o problema se rege, isto é, as condições de fronteira. As condições de fronteira são necessárias para definir e impor limites em determinadas regiões que influenciam o problema. Tome-se como exemplo a entrada de ar, onde este tem uma determinada velocidade. O valor que é colocado nesta fronteira irá influenciar as velocidades de ar que são atingidas no interior da sala, assim como o caudal e consequentemente o número de renovações de ar. Da mesma forma, as temperaturas nas diferentes partes do corpo humano também terão influência no problema em questão, nomeadamente, na parte de transferência de calor.

A obtenção dos valores para as condições de fronteira da entrada de ar foi conseguida através da medição dos mesmos na sala de operações, juntamente com as variáveis ambientais. É importante referir, no entanto, que para automação futura deste tipo de estudos, os dados relativos às entradas de ar podem ser obtidos recorrendo ao fabricante dos sistemas de ventilação.

Relativamente às lâmpadas da sala, a energia térmica que estas produzem foi estipulada com base nas suas características, fornecidas pelo fabricante. As saídas de ar na sala de operações tiveram como condição de fronteira uma pressão relativa de 5 Pa. Embora não tenha sido possível verificar este valor para a pressurização da sala através de medição, considerou-se o mesmo, porque é o referido na legislação e foi já usado em simulações já realizadas, onde foram obtidos resultados viáveis (Rodrigues, 2011). Em termos de transferência de calor, todas as superfícies que não foram consideradas como fronteira, tais como as paredes da sala e da marquesa, foram consideradas adiabáticas para simplificação do problema. Na Tabela 6.2 estão representados os diferentes tipos de fronteira da sala de operações, juntamente com os valores aplicados.

Tabela 6.2: Condições de fronteira utilizadas na definição do modelo CFD.

Localização	Tipo de fronteira	Material	Propriedade física	Valor
Lâmpadas do teto (retangulares)	Parede	Vidro	Fluxo de calor	50,0 [W/m <sup>2</sup> ]
Lâmpadas do teto (quadradas)	Parede	Vidro	Fluxo de calor	50,0 [W/m <sup>2</sup> ]
Focos cirúrgicos	Parede	Vidro	Fluxo de calor	239,0 [W/m <sup>2</sup> ]
Suporte do foco e da marquesa	Parede	Alumínio	Adiabático	–
Saídas de ar	Saída pressurizada ( <i>Pressure Outlet</i> )	–	Pressão relativa	5,0 [Pa]
Marquesa	Parede	Roupa	Adiabático	–
Entrada de ar	Entrada por velocidade	–	Velocidade	0,27 [m/s]
			Intensidade de turbulência	4,3 [%]
			Diâmetro hidráulico	1,91 [m]
			Temperatura	19,3 [°C]
			Humidade relativa	56,6 [%]
Cortina de direcionamento do ar	Parede interna	–	Fluxo de calor	<i>Coupled*</i>
Paredes, chão e teto	Parede	Betão	Adiabático	–

\*A temperatura de uma face da parede é passada para a outra.

Relativamente às propriedades usadas na definição dos diferentes materiais, estas encontram-se representadas na Tabela 6.3.

Tabela 6.3: Características das propriedades térmicas dos materiais considerados na definição do modelo CFD.

<b>Material</b>	<b>Densidade [kg/m<sup>3</sup>]</b>	<b>Capacidade calorífica específica [J/kg.K]</b>	<b>Condutibilidade térmica [W/m.K]</b>	<b>Emissividade da superfície</b>
Betão	2400	750	1,70	0,85
Vidro	2600	840	1,05	0,93
Alumínio	2720	871	202,40	0,10
Roupa (algodão)	1500	1200	0,16	0,77
Pele	1200	7800	0,21	0,95

#### **6.4.1. Modelo do Corpo Humano**

Para a completa definição do problema é necessário especificar as condições de fronteira, aplicadas nos manequins. A definição das condições de fronteira neste caso é mais complexa que as anteriores. A cada parte do corpo do manequim é necessário associar uma temperatura e humidade relativa, sendo a última expressa em termos de fração mássica. Além de ser necessário definir dois valores, estes vão depender de fatores externos como as condições ambientais no local, como de fatores internos como por exemplo a taxa metabólica. Com o intuito de fornecer uma aproximação mais próxima das condições reais do estudo, foi utilizado um outro programa de simulação desenvolvido por Teixeira et al. (2010) que perante determinadas condições pessoais e ambientais estima a temperatura na superfície da pele e da roupa do indivíduo. Relativamente à humidade relativa, à semelhança do realizado na tese de mestrado e em trabalhos anteriores, foi considerado um valor constante de 65% na superfície dos manequins (Rodrigues, 2011; Teixeira et al., 2010).

O programa de simulação do corpo humano foi desenvolvido com base no modelo de Stolwijk (1971). Este modelo propõe a divisão do corpo humano em 15 segmentos, cada um com 3 camadas, e um segmento extra com apenas uma camada denominada por *core*, conforme está ilustrado na Figura 6.8.

O calor metabólico é um parâmetro de entrada, originado no segmento 1, representativo do coração e dos pulmões. O calor gerado aquece a massa de sangue que é repartida pelas diferentes partes do corpo, transportando a energia térmica. Este fenómeno de transporte de calor é representado numericamente através da equação (6.29).

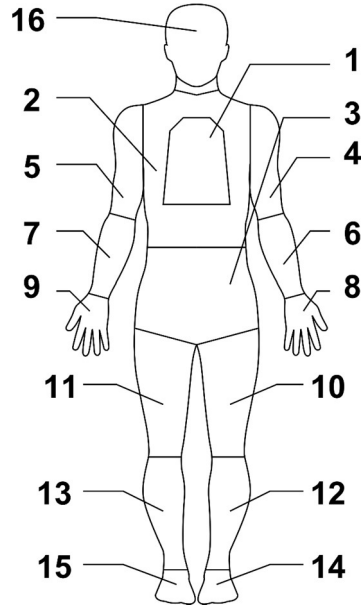


Figura 6.8: Representação da divisão do corpo humano em 16 segmentos distintos, utilizada no programa de modelação do corpo humano.

$$\underbrace{Cp_{11} \frac{dT_{11}}{dt}}_1 = \underbrace{\dot{H}_M}_2 - \underbrace{\dot{H}_R}_3 - \underbrace{\sum_{i=2}^{16} [\dot{Cp}_{b1i} (T_{11} - T_{1i})]}_4 - \underbrace{\sum_{i=2}^{16} [\dot{Cp}_{b2i} (T_{11} - T_{2i})]}_5 \quad (6.29)$$

A variável  $Cp$  é a capacidade calorífica do coração e pulmões,  $\dot{Cp}$  é a capacidade calorífica do fluxo de sangue,  $T$  é a temperatura,  $\dot{H}$  é a fluxo de calor interno e  $t$  é o tempo. Os termos sobescritos  $M$  e  $R$  estão relacionados com o metabolismo e a respiração, respetivamente. Os termos  $1i$  e  $2i$  são referentes, respetivamente, ao núcleo e ao músculo. Na equação (6.29), o termo 1 representa a variação da energia interna relativamente ao tempo no segmento 1. O termo 2 representa o calor gerado pela atividade metabólica neste segmento e o termo 3 diz respeito às trocas de calor com o ambiente devido à respiração. Os termos finais, 4 e 5, e representam as trocas de calor do segmento 1 com as camadas núcleo e músculo para os diferentes segmentos do modelo (segmento 2 a segmento 16). A troca de calor entre o segmento 1 e os núcleos representa a circulação interna e a troca de calor entre o segmento 1 e o músculo representa a circulação mais periférica.

Havendo definido a quantidade de calor que chega a cada parte, é necessário definir a transferência de calor que ocorre nos diferentes segmentos, de acordo com as propriedades de cada camada. O calor que chega a cada segmento é distribuído radialmente para a superfície, perdendo calor com base nas características de cada camada, p. ex.: massa, volume e presença ou

ausência de isolamento do vestuário. As trocas de calor que ocorrem no núcleo realizam-se com o sangue e o músculo, sendo representadas pela equação (6.30),

$$\underbrace{Cp_{1i} \frac{dT_{1i}}{dt}}_1 = \underbrace{\dot{C}p_{1i} (T_{11} - T_{1i})}_2 + \underbrace{\dot{H}_{M1i}}_3 - \underbrace{ct_{12i} (T_{1i} - T_{2i})}_4 \quad (6.30)$$

onde, o termo 1 representa a variação da energia interna do core em relação ao tempo, o termo 2 representa o calor transferido entre o fluxo de sangue e a camada núcleo de cada segmento, o termo 3 é o calor metabólico gerado na camada núcleo e o termo 4 diz respeito ao calor transferido, por condução, entre o núcleo e o músculo. Nesta equação,  $ct$  é a condutibilidade térmica entre o núcleo e a respetiva camada envolvente. O valor do índice  $i$  corresponde aos diferentes segmentos que constituem o modelo, excluindo o núcleo (segmento 2 a segmento a 16).

Analogamente ao ponto anterior, a equação (6.31) representa as trocas de calor que ocorrem na camada músculo. Esta camada realiza trocas de calor com o fluxo de sangue, a camada núcleo e a camada pele.

$$\underbrace{Cp_{2i} \frac{dT_{2i}}{dt}}_1 + \underbrace{ct_{12i} (T_{2i} - T_{1i})}_2 + \underbrace{ct_{23i} (T_{2i} - T_{3i})}_3 = \underbrace{\dot{C}p_{2i} (T_{11} - T_{2i})}_4 + \underbrace{\dot{H}_{M2i}}_5 - \underbrace{\dot{C}p_{S2i} T_{2i}}_6 \quad (6.31)$$

O termo 1 da equação (6.31) corresponde à variação da energia interna do músculo em relação ao tempo, o termo 2 corresponde ao calor transferido, por condução, entre o músculo e o núcleo, o termo 3 corresponde ao calor transferido, por condução, entre o músculo e a pele, o termo 4 corresponde ao calor transferido entre o fluxo de sangue e a camada músculo, o termo 5 corresponde ao calor metabólico gerado nesta última camada e o termo 6 corresponde ao calor transferido pela secreção de suor da camada músculo (em fase líquida).

Relativamente à camada da pele, as trocas de calor que ocorrem a este nível estão representadas na equação (6.32),

$$\underbrace{Cp_{3i} \frac{dT_{3i}}{dt}}_1 + \underbrace{ct_{23i} (T_{3i} - T_{2i})}_2 + \underbrace{ct_{3wi} (T_{3i} - T_w)}_3 + \underbrace{ct_{3Ri} (T_{3i} - T_R)}_4 = \underbrace{\dot{C}p_{S2i} T_{2i}}_5 - \underbrace{\dot{C}p_{S3i} T_{3i}}_6 - \underbrace{\dot{m}_{3i} \Delta h}_7 \quad (6.32)$$

onde, o termo 1 corresponde à variação da energia interna da pele em relação ao tempo, o termo 2 corresponde à troca de calor, por condução, entre a pele e o músculo, o termo 3 corresponde à troca de calor, por condução, entre a pele e o ambiente, o termo 4 corresponde à transferência, por radiação, entre a pele e o meio envolvente, o termo 5 corresponde ao calor transferido pela secreção de suor proveniente da camada músculo (fase líquida), o termo 6 corresponde ao calor transferido pela secreção de suor da pele (fase líquida) e o termo 7 corresponde à perda de calor por evaporação do suor na superfície da pele.

No caso de o segmento do corpo estar vestido, a equação (6.32) tem de ser reescrita para considerar a resistência do vestuário. Quando o corpo está coberto, a resistência à transferência de calor, ocorre, na realidade, pela adição de 2 novas camadas. A primeira resistência à transferência de calor advém da camada de ar que fica entre a pele e o vestuário, sendo, este último, responsável pela segunda resistência. Para uma melhor adaptação ao modelo, apesar do ar ser um fluido, para efeitos de cálculo, este foi aproximado a uma camada de roupa com propriedades semelhantes às do ar. Somente após definir este fenómeno, conforme representado na equação (6.33), é possível especificar a resistência proporcionada pelo vestuário.

$$\underbrace{Cp_{3i} \frac{dT_{3i}}{dt}}_1 + \underbrace{ct_{23i} (T_{3i} - T_{2i})}_2 + \underbrace{ct_{34i} (T_{3i} - T_4)}_3 = \underbrace{\dot{C}p_{S2i} T_{2i}}_4 - \underbrace{\dot{C}p_{S3i} T_{3i}}_5 - \underbrace{\dot{C}p_{L3,4i} T_{3i}}_6 - \underbrace{\dot{m}_{3,4i} \Delta h}_7 \quad (6.33)$$

A equação (6.33) diferencia-se da equação anterior (equação (6.32)) pela alteração do termo 3, onde, as trocas de calor, por condução, passam a ser realizadas com a primeira camada de roupa (representativa do ar), pela adição do termo 5 na presente equação que corresponde à acumulação da energia térmica consequente da acumulação do suor, assim como pela alteração do termo 6 que corresponde ao calor transferido pela secreção de suor da pele, neste caso para a camada de roupa.

Como argumentos de definição do modelo, é necessário fornecer as temperaturas iniciais de cada camada de cada segmento, as quais, por defeito, são as temperaturas de conforto para a pele. É possível também especificar o valor da taxa metabólica, isolamento do vestuário, temperatura do ar média, temperatura radiante média e humidade relativa média. Em termos de velocidade do ar, o modelo apenas permite, atualmente, a consideração de convecção natural pelo



que é aconselhada a sua utilização apenas em locais interiores. Esta consideração representa assim uma fragilidade na aproximação às condições do caso em estudo. Para o presente estudo, o programa de simulação foi configurado para prever o comportamento do corpo humano ao fim de uma hora. As condições de fronteira consideradas nesta simulação para o ambiente envolvente ao corpo humano foram as medidas na sala de operações para a região central (Região 2, ver Tabela 5.1 a Tabela 5.4). Quanto às variáveis pessoais, foram utilizados os valores médios do isolamento do vestuário e da taxa metabólica para o cirurgião (ver Tabela 4.2 e Tabela 4.3). Após correr a simulação para o corpo humano, uma vez que o corpo do cirurgião se encontra praticamente todo coberto, foram retirados os valores da temperatura à superfície da roupa, para servirem de entrada na modelação CFD.

A Figura 6.9 demonstra as condições de fronteira para a temperatura que foram introduzidas no modelo CFD, em cada uma das superfícies dos manequins. Em termos de material, foi considerado que todas as partes estavam cobertas por roupa, com exceção da cabeça que foi considerada uma média de roupa e pele de 90% e 10% respetivamente.

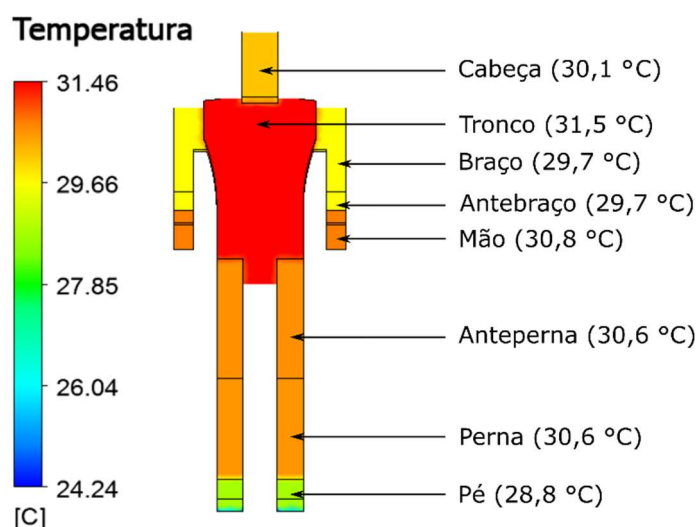


Figura 6.9: Condições de fronteira para a temperatura, à superfície do manequim. As temperaturas expostas são referentes às temperaturas à superfície da roupa, e não à temperatura da pele.

## 6.5. Solução Numérica

O último passo, antes de correr a simulação, passa por definir os métodos de resolução do problema, isto é, como o FLUENT® irá resolver as equações de fluxo entre as células da malha e

obter a matriz de resolução das propriedades do escoamento. Na definição da ligação entre a pressão e velocidade foi utilizado o esquema *coupled*. Para a discretização espacial do ambiente foi utilizado o método *Green-Gauss Node Based*. Este método faz a interpolação dos valores das propriedades do escoamento que correspondem a uma determinada célula, utilizando os valores que estão nos nodos, sendo considerado uma das melhores opções de interpolação disponíveis no FLUENT® apesar de ser computacionalmente mais pesado.

Quanto à discretização das equações de pressão, momento, energia cinética turbulenta, rácio de dissipação turbulenta, transporte de espécies e na equação de energia, foram utilizados esquemas de aproximação de segunda ordem que apresentam um bom compromisso entre qualidade da solução numérica e poder computacional requerido. Relativamente aos fatores de relaxação da solução numérica foram mantidos os valores padrão.

Na inicialização do problema, que corresponde a preencher o domínio a ser simulado com uma aproximação inicial para as incógnitas do problema, foi escolhido o método híbrido. Este método realiza um pequeno número de iterações grosseiras para aproximar os gradientes das variáveis dentro do domínio em estudo. Assim, a solução inicial estará mais perto da solução final, o que diminui o número de iterações para o problema se tornar estável.

Relativamente aos critérios de paragem, estes passam por definir um número máximo de iterações, ou um resíduo limite no caso de um estudo em estado estacionário, isto é, cuja solução não depende do tempo e onde a convergência ocorre quando o tempo corresponde a infinito. No entanto, no presente caso, foi considerado um estado transiente para a resolução do problema. Embora esta abordagem necessite de um maior tempo de simulação uma vez que tem de chegar a uma solução convergida para diferentes passos de tempo, a mesma acarreta vantagens. A primeira vantagem é que permite uma convergência mais estável, pois permite limitar a previsão do estado do escoamento a um intervalo de tempo reduzido em vez de utilizar o tempo infinito. Assim, utilizando um estado transiente na resolução numérica torna-a mais estável, sobretudo a variações bruscas do estado do escoamento, como por exemplo transições de um local com velocidades elevadas para um local com velocidades reduzidas. Outro fator importante, e que determinou a utilização de uma abordagem transiente ao problema, é que o que acontece na sala de operações, apesar de ser durante um tempo elevado, onde existem operações de 1 hora, não é correto assumir, sem realizar um estudo de dependência, que este é um fenómeno independente

do tempo. Isto significa que a solução final para o estado da sala pode não ter chegado a um equilíbrio durante o tempo simulado, que neste caso foi também de 1 hora. Além do mais, desta forma a solução obtida conta com o tempo correto na acumulação da humidade do ar na sala. O intervalo de tempo para o passo utilizado na simulação efetuada foi de 0,5 segundos. A utilização deste passo reduzido permitiu garantir a convergência das iterações realizadas com um resíduo máximo de  $1e-4$  para a continuidade, velocidade,  $k$  e  $\mathcal{E}$ , assim como para as espécies  $O_2$  e  $N_2$ . No caso da energia, o valor de resíduo foi mantido o padrão de  $1e-6$ .

## 6.6. Resultados Numéricos e Discussão

Tendo conhecimento das variáveis ambientais e pessoais a que um determinado indivíduo está exposto, é possível prever, com recurso a um índice de sensação térmica como o PMV/PPD, como o indivíduo se sentirá em relação ao ambiente térmico no local em estudo.

Na caracterização das variáveis ambientais, a metodologia CFD traz grandes vantagens em relação ao método convencional de medição no local. Com a modelação computacional é possível mapear todo o domínio em estudo para as diferentes variáveis, o que aumenta bastante a resolução espacial. Adicionalmente, caso seja necessário efetuar alterações na ventilação ou posicionamento de fontes de calor, é possível prever o efeito em toda a sala sem ter de efetuar alterações físicas.

Efetuada a simulação conforme descrito no ponto anterior, foi possível obter a distribuição espacial das variáveis ambientais para a sala de operações, com exceção da temperatura radiante devido ao explicado na definição do modelo. A primeira variável a ser apresentada é a velocidade do ar e está representada na Figura 6.10. Por observação desta, é possível verificar que na denominada Região 2 existe uma intensidade superior nos valores da velocidade do ar. Esta diferença para a Região 1 era expectável devido à presença da entrada de ar que cobre toda a Região 2. Com a distribuição das velocidades obtida através da modelação numérica é possível acompanhar a progressão do ar insuflado pela entrada de ar, e verificar que este apresenta uma velocidade mais elevada antes de atingir a superfície dos manequins e abrandar (Figura 6.10 C@3,18 m). Apesar de haver uma velocidade do ar elevada nesta região, é importante referir que a taxa metabólica praticada é também mais elevada, balanceando a sensação térmica.

Outro obstáculo à passagem do ar é provocado pelos candeeiros cirúrgicos que, na corrente posição, estão a bloquear o fluxo de ar sobre a marquesa, diminuindo assim a eficiência da ventilação (Figura 6.10 C@2,61 m). Regra geral, em todos os planos é possível observar que o escoamento do ar tem tendência a formar uma pluma de ar no centro e posteriormente direccionar-se para a região envolvente. Este resultado demonstra que a ventilação está a fazer o pretendido que é a entrega de ar fresco no local da operação e está a enviar o ar mais antigo para a zona em volta. Na Região 1, as velocidades do ar existentes são mais baixas que na Região 2. No entanto, é possível observar que a velocidade não é uniforme e apresenta zonas localizadas com velocidades superiores. Embora o PMV não seja sensível a estas zonas localizadas, através de simulação é possível observar esta diferenciação que poderá provocar alterações significativas na transferência de calor local do corpo humano para o ambiente.

Seguidamente, apresenta-se a temperatura do ar que se encontra representada na Figura 6.11. Devido ao risco de infeções e à necessidade de manter o ar da sala de operações limpo, este tem de ser introduzido com uma temperatura baixa e ser assegurado um caudal que garanta renovações de ar suficientes. Observando a Figura 6.11, é possível verificar a influência destas imposições na entrada de ar. Junto à entrada, o ar é insuflado com uma temperatura reduzida e torna-se no fator responsável pelo arrefecimento da sala. Este efeito está representado nos diferentes planos onde a Região 2 tem sempre zonas com temperatura mais baixa quando comparadas com a Região 1. Intercalando com a Figura 6.10, é possível também verificar que a distribuição do ar frio acompanha as zonas onde o ar tem maior velocidade, o que aumenta a remoção de calor do corpo humano. Apesar de nos resultados simulados haver uma assimetria de temperaturas entre a Região 1 e a Região 2, esta diferença não ultrapassa os 3 °C. Esta diferença reduzida demonstra que a ventilação da sala está a funcionar corretamente, pois garante que não haja regiões da sala onde a temperatura se torne demasiado elevada e potencie o risco de proliferação de microrganismos. Em termos de conforto térmico, uma distribuição sem grandes variações é benéfica no sentido que evita desconforto local. Apesar disso, ainda é visível na Região 1 a existência de uma zona onde o ar está mais frio junto da região central da sala e junto ao chão.

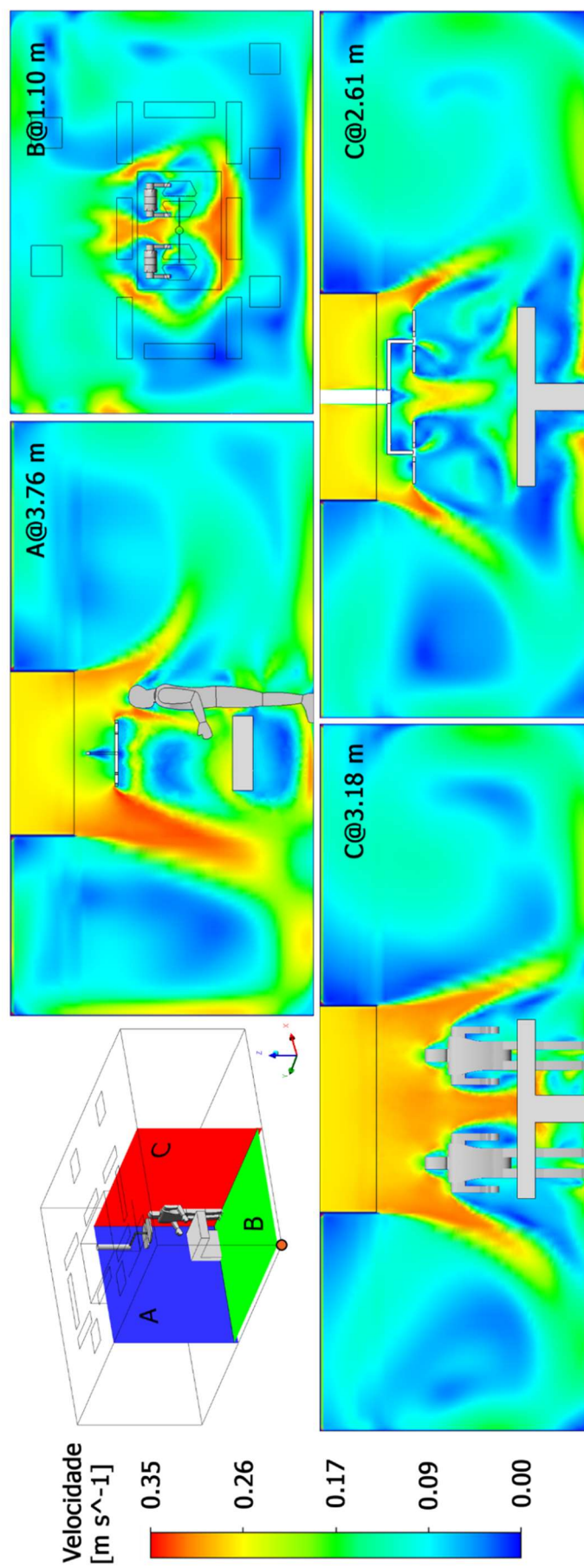


Figura 6.10: Representação do campo de velocidades existente na sala simulada, recorrendo à projeção dos valores em diferentes planos. O referencial de origem encontra-se no vértice assinalado a laranja e cada plano de projeção contém a respetiva distância à origem.

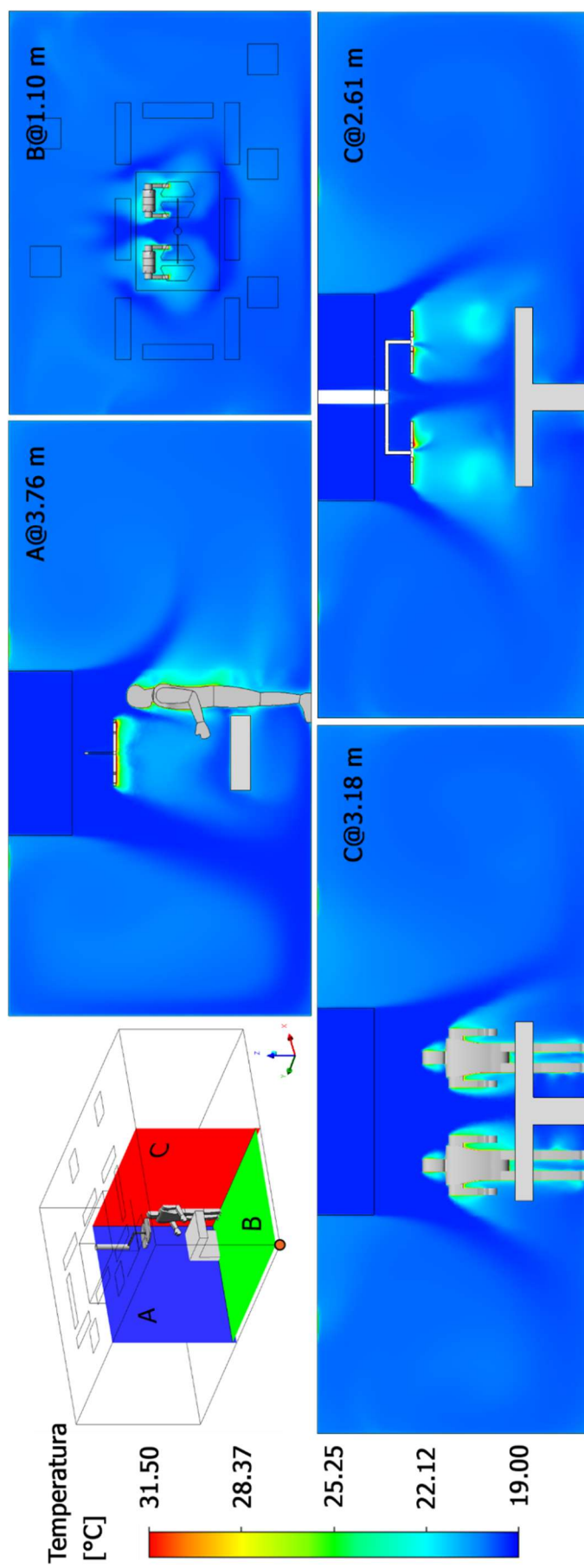


Figura 6.11: Representação do campo de temperaturas existente na sala simulada, recorrendo à projeção dos valores em diferentes planos. O referencial de origem encontra-se no vértice assinalado a laranja e cada plano de projeção contém a respetiva distância à origem.

Esta estratificação referida é explicada pela inércia do ar que vem da ventilação e pela sua própria temperatura uma vez que o ar frio é mais denso. Ainda no campo das temperaturas, verifica-se, também, a influência do manequim e dos focos cirúrgicos na distribuição desta variável. O corpo humano, devido à sua temperatura natural, este funciona como uma fonte de calor no ambiente em questão. Assim, quando o ar contacta com o manequim, este irá aquecer, o que é visível na Figura 6.11 em A@3,76 m, e em C@3,18 m na envolvente dos manequins. O mesmo fenómeno é observado em torno dos focos cirúrgicos com um aquecimento localizado do ar. É importante referir neste ponto que embora a escala de temperaturas tenha como máximo os 31 °C, junto à lâmpada é possível encontrar temperaturas que chegam aos 48,5 °C. Outra particularidade a ter em consideração é que a simulação foi efetuada num cenário transiente com a duração de 1 hora, isto é, os resultados observados representam o estado final para as temperaturas caso os profissionais estivessem 1 hora na mesma posição, o que não acontece na realidade. Desta forma, o contorno de ar quente que envolve o homem pode variar na situação real. Por último, é também verificado que o aquecimento do ar em volta das fontes de calor não causa a formação de pluma térmica, sendo o escoamento dominado pela ventilação e, consequentemente, pelas forças de inércia do ar.

Uma das variáveis a considerar no conforto térmico é a humidade relativa. Esta variável indica a saturação de vapor de água no ar e, portanto, a capacidade de o corpo humano perder calor por sudorese. Relativamente à ventilação nas salas de operações, esta variável não deve ser muito elevada para tornar o ambiente menos favorável à proliferação bacteriana.

Uma vez que a humidade relativa depende da temperatura do ar, a sua distribuição apresenta padrões semelhantes à variável descrita anteriormente. Esta semelhança é mais visível na Figura 6.12 em A e em C@2,61 m. Na Figura 6.12 A, quando excluindo a envolvente do manequim, é possível observar que a humidade relativa apresenta um valor mais elevado onde a temperatura é mais baixa, seguindo a direção do ar insuflado. Nos focos cirúrgicos, a humidade relativa apresenta o valor mais baixo de toda a sala. Este fenómeno deve-se às temperaturas elevadas nas suas imediações, dado que o ar envolvente tem uma maior capacidade de absorção de água. O mesmo fenómeno é observado no teto da sala provocado pelo aquecimento das lâmpadas aí existentes. A exceção a este acontecimento está na superfície dos manequins, onde, apesar de estes terem uma temperatura elevada quando comparados com a sala de operações, a humidade relativa também é elevada à sua volta.

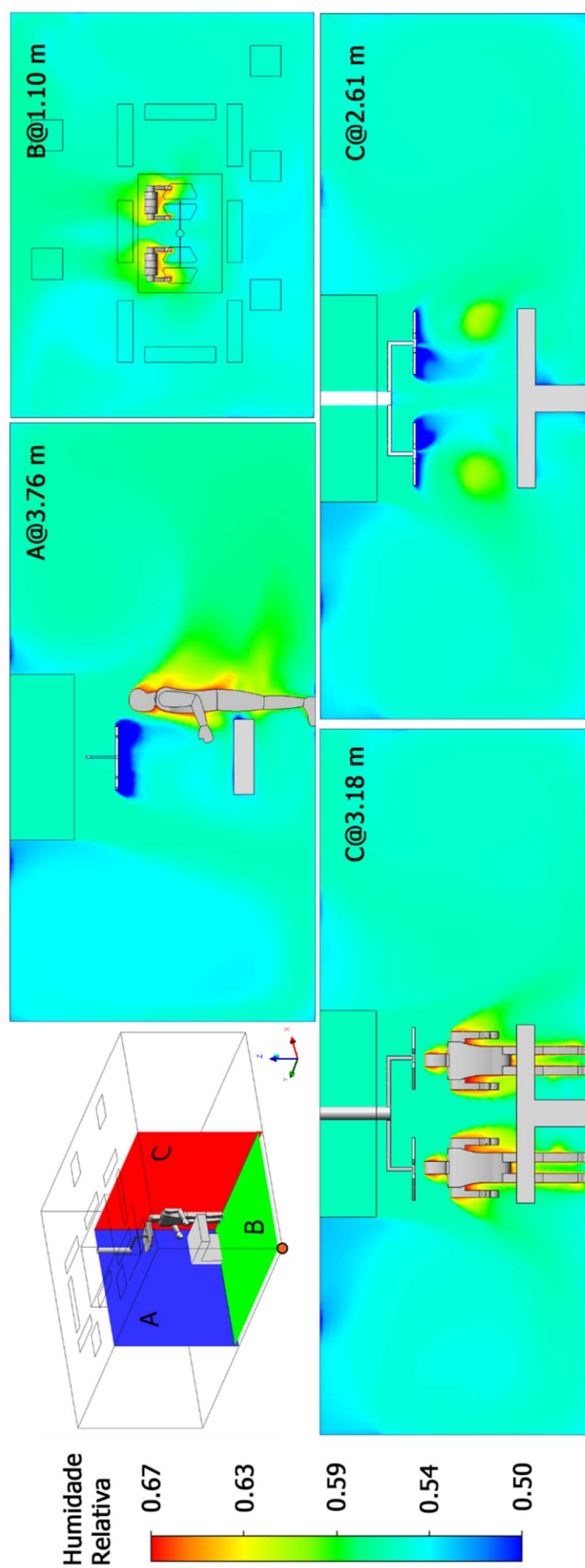


Figura 6.12: Representação do campo de humidade relativa existente na sala simulada, recorrendo à projeção dos valores em diferentes planos. O referencial de origem encontra-se no vértice assinalado a laranja e cada plano de projeção contém a respetiva distância à origem



Este comportamento é justificado com a imposição da condição de fronteira à superfície dos manequins, onde a humidade relativa tem um valor constante de 65%, tornando os manequins numa fonte de humidade. Nas imagens A e B da Figura 6.12, é também possível observar que a humidade proveniente dos manequins é arrastada pelo ar insuflado, e tem tendência a acumular-se na região atrás dos manequins.

## **6.7. PMV Calculado usando Dados Simulados**

Uma vez obtidos os dados das variáveis ambientais, procedeu-se à sua utilização no cálculo do valor de PMV em cada célula do domínio. Este cálculo teve como objetivo caracterizar toda a sala de operações em termos do conforto térmico e assim verificar quais as regiões mais ou menos favoráveis. Contudo, como nem todas as variáveis advêm da simulação por CFD, é necessário adicionar os dados em falta. Neste caso as variáveis são: temperatura radiante, taxa metabólica e isolamento do vestuário. Com o intuito de ultrapassar este problema, o PMV foi calculado por atividade. Neste estudo, para reduzir o número de comparações semelhantes, as atividades consideradas foram cirurgião e enfermeiros e auxiliares. Dividindo a questão do cálculo de PMV por atividade, é possível associar à situação uma taxa metabólica e um isolamento do vestuário médios. Em termos de temperatura radiante foi também adotado um valor médio para a sala de acordo com a atividade e onde esta se desenvolve maioritariamente.

Estas aproximações foram necessárias devido à metodologia usada para o cálculo do PMV, a qual consistia numa rotina de pós-processamento dos dados programada em Python. No desenvolvimento da rotina em questão foi utilizado o algoritmo referido em ISO 7730:2005 para calcular o valor do PMV em cada volume de controlo que compõe o domínio simulado. O correto funcionamento do algoritmo implica fornecer as variáveis necessárias ao cálculo do PMV em cada volume. Como referido no parágrafo anterior, considerando uma atividade específica, podemos definir valores médios para as variáveis pessoais que caracterizam essa atividade. Da mesma forma, para a temperatura radiante, foi também considerado um valor constante.

É importante ter em conta que as aproximações efetuadas às variáveis em falta têm limitações, não fazendo sentido em toda a sala. Por exemplo, foi considerado o valor médio da taxa metabólica do cirurgião em exercício das suas atividades (2,29 met). Desta forma, os valores

obtidos para o PMV não fazem sentido na Região 1, onde este não teria a mesma atividade física por não estar junto do paciente. Em termos da temperatura radiante média, foi utilizado os valores médios medidos na Região 2 por ser o local onde o cirurgião realiza a sua atividade. Desta forma, utilizar este valor médio para a temperatura radiante no cálculo do PMV na Região 1, também não é o mais correto. Contudo, apesar de ser uma aproximação grosseira, estes foram os dados possíveis de fornecer, e os mais corretos na caracterização do local onde o cirurgião efetivamente desenvolveu as suas atividades.

Relativamente aos enfermeiros e auxiliares, foi utilizado o mesmo processo. No entanto, os problemas de definição das variáveis para o cálculo do PMV estão invertidos. Neste caso, a atividade desenvolvida pelo grupo é realizada na Região 1 e a temperatura radiante média utilizada também é respetiva a esta região (21,4 °C). Desta forma, os dados obtidos para o PMV não têm grande representatividade na Região 2.

Após a aplicação da rotina de Python obteve-se os campos de PMV para as duas atividades, sendo assim possível a representação espacial deste índice. A Figura 6.13 representa os valores de PMV na sala de operações para o caso do cirurgião. Este campo de valores demonstra qual seria a sensação térmica para o cirurgião em diferentes localizações da sala de operações caso as variáveis em causa se mantivessem constantes.

Em primeira análise, é possível observar que os valores de PMV apresentam tendência para valores positivos com uma média de 0,82 na Região 2. Utilizando esta metodologia de cálculo é possível observar o efeito da ventilação nos valores de PMV e que efetivamente alteram o respetivo valor para 0,5 em determinadas zonas. Ainda na Figura 6.13, é possível verificar que a cabeça dos trabalhadores está sujeita a valores de PMV mais baixos, devido ao jato de ar da zona de insuflação, o que poderá gerar algum desconforto. Por fim, é possível observar nas imagens C um aumento do valor do PMV na zona diretamente abaixo dos focos cirúrgicos, originado pela diminuição da velocidade do ar nesta região. A presença dos focos cirúrgicos provoca também um aquecimento da Região 2 devido às trocas de calor com o meio (por condução, convecção e radiação) provocando contribuindo para a alteração do valor do PMV.



Figura 6.13: Representação do campo de PMVs representativo da atividade cirurgiões, calculado para a sala simulada, recorrendo à projeção dos valores em diferentes planos. O referencial de origem encontra-se no vértice assinalado a laranja e cada plano de projeção contém a respetiva distância à origem.

No caso dos enfermeiros e auxiliares os dados obtidos para o PMV estão representados na Figura 6.14. O ponto que mais se evidencia em relação ao caso do cirurgião é que o valor do PMV é mais baixo, apresentando um valor médio de -0,3 no plano B a 1,1m. Este valor contrasta com o sentido pelos cirurgiões que apresentavam um valor de PVM positivo e perto de 1. Observando novamente os resultados, é possível verificar também que os trabalhadores localizados na Região 1 têm zonas onde o PMV local é mais baixo, coincidindo com os resultados da velocidade do ar. Desta forma, é possível dizer que os resultados em questão para o PMV sofrem uma maior influência da velocidade do ar. Os resultados simulados também demonstram que quando os enfermeiros e auxiliares têm de se deslocar para perto da Região 2, estes vão estar sujeitos a um ambiente que proporciona uma sensação de frio.

Embora a utilização da simulação permita determinar os valores do PMV locais com uma grande discretização, foi também calculado o *Draught Rate* (DR) para a sala de operações por forma a complementar a avaliação da sensação térmica. A Figura 6.15 apresenta os perfis do DR nos diferentes planos considerados. Os resultados para este índice apresentam valores compreendidos entre 0 e 33%. Isto significa que temos zonas da sala em que podemos ter um máximo de 33% de pessoas insatisfeitas com o ambiente térmico devido a correntes de ar. No presente caso, a Região 2 é onde existe maior probabilidade de desconforto por corrente de ar. À semelhança dos resultados anteriores relativamente ao PMV, este índice apresenta uma distribuição semelhante à da velocidade do ar. Estes resultados demonstram que esta variável tem uma grande influência no conforto térmico tanto a nível médio como a nível local.

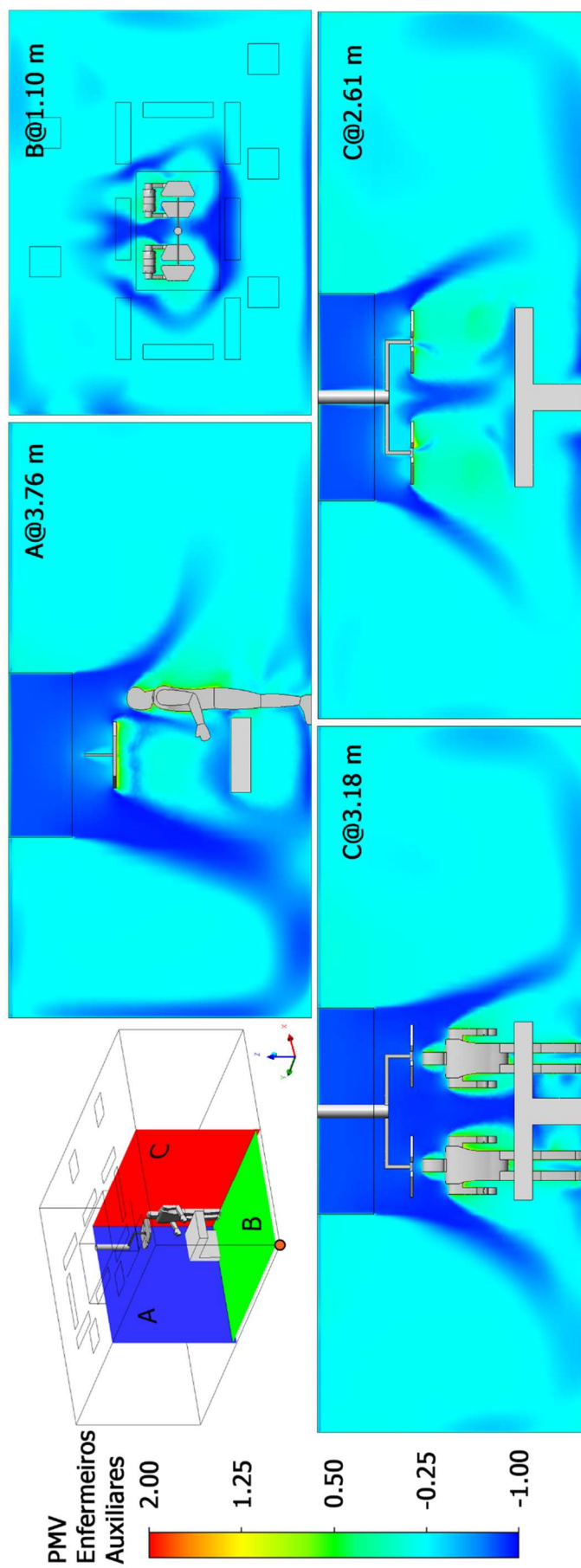


Figura 6.14: Representação do campo de PMVs representativo da atividade enfermeiros e auxiliares, calculado para a sala simulada, recorrendo à projeção dos valores em diferentes planos. O referencial de origem encontra-se no vértice assinalado a laranja e cada plano de projeção contém a respetiva distância à origem.

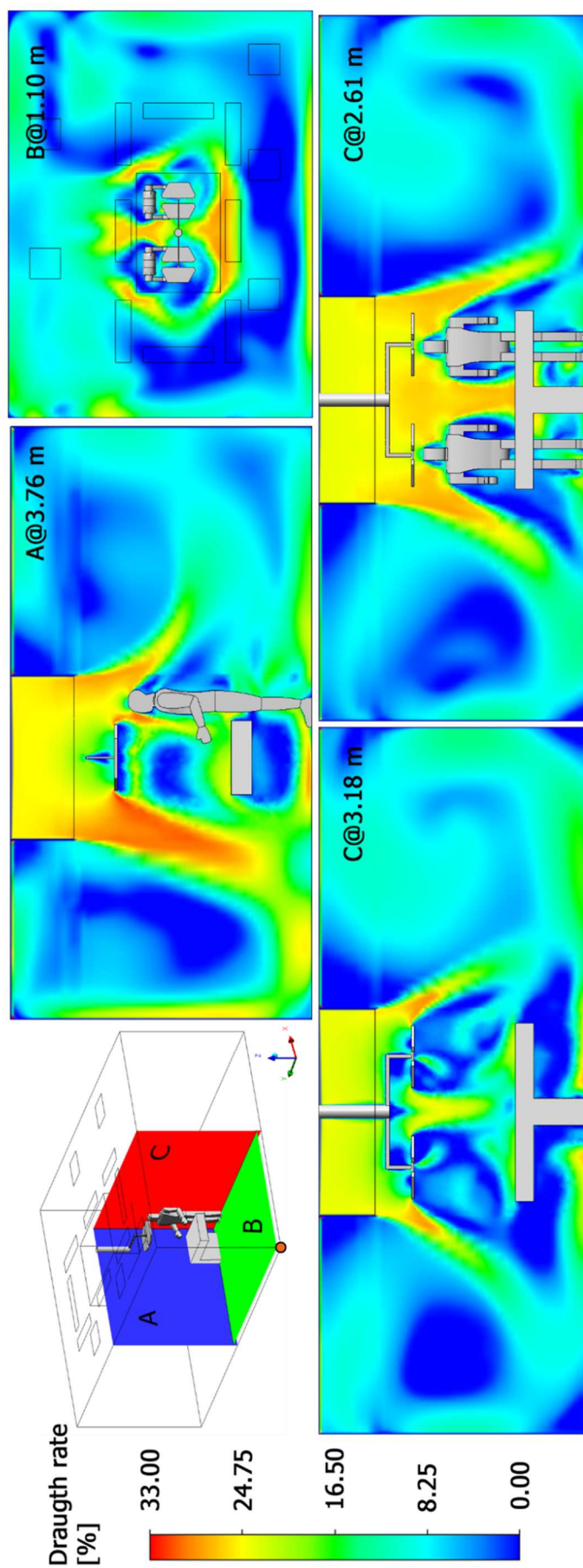


Figura 6.15: Representação do campo de *Draught rate* calculado para a sala simulada, recorrendo à projeção destes valores em diferentes planos. O referencial de origem encontra-se no vértice assinalado a laranja e cada plano de projeção contém a respetiva distância à origem.

# Parte III

## **Capítulo 7    Análise Comparativa e Discussão de Resultados**

---

### **7.1.    Metabolismo**

A câmara climática é um equipamento que permite realizar estudos num ambiente térmico controlado. Este equipamento é especialmente vantajoso quando o estudo tem um grande número de variáveis, permitindo isolar parte delas. Além do isolamento do exterior, o equipamento possibilita também o controlo do ambiente no seu interior. A câmara climática utilizada neste estudo foi uma FITOCLIMA® 25000EC 20. Este equipamento tem a capacidade de controlar a temperatura do ar insuflado, assim como a humidade relativa. Para confirmar os parâmetros ambientais no interior da câmara, tanto a temperatura como a humidade relativa são monitorizados através de sensores presentes no equipamento que, ao mesmo tempo, servem como sistema de retroação para o controlo do sistema de ventilação. Como complemento das variáveis referidas, a

câmara climática também fornece a monitorização da concentração de CO<sub>2</sub> que comprova se a ventilação no interior da sala é suficiente. A Tabela 7.1 apresenta as especificações técnicas do equipamento utilizado.

Tabela 7.1: Especificações técnicas da câmara climática FITOCLIMA® 25000 EC 20 (Carvalhais, Baptista, Diogo, & de Carvalho, 2011).

<b>Característica</b>	<b>Dados</b>
Parâmetros controláveis	Temperatura, humidade
Gama de temperatura	-20 °C a 50 °C, $\pm 0,5$ °C
Sensor de temperatura	Pt100 80/60 x4mm – Electrotherm Tipo: Capacitivo Rotronic XB32
Gama de humidade	30%Hr a 98%Hr, $\pm 2$ %Hr
Sensor de humidade	Tipo: Capacitivo Rotronic XB32
Aquecimento	Resistência 6000 W (3x2000 W)
Refrigeração	Mecânica por evaporação de R404a
Humidificação	Gerador ultrassónico
Desumidificação	Mecânica por evaporação de R404a
Dimensões	Interior: L=3,60 m, A=2,40 m, P=3,20 m Exterior: L=3,81 m, A=2,65 m, P=3,61 m
Peso	4500 kg

No presente estudo, foi decidido utilizar a câmara climática como complemento da determinação da taxa metabólica dos cirurgiões. A forma mais comum de determinação desta variável, e que foi utilizada até ao momento, consiste na aproximação das atividades desempenhadas pelos profissionais às atividades descritas na norma ISO 8996:2004, conforme referido no Capítulo 4. Contudo, conforme descrito no documento supracitado, esta metodologia não é precisa. Os valores tabelados provêm de uma população específica, que pode ser significativamente diferente da população em estudo. Além do mais, os dados adquiridos por observação estão sempre sujeitos à subjetividade e experiência do observador. No entanto, no presente caso, tentou-se minimizar este erro através da análise dos investigadores. No final, a norma aponta para um erro de  $\pm 20\%$  na avaliação da taxa metabólica por este método. Como alternativa, a avaliação da taxa metabólica com recurso à medição do consumo de oxigénio apresenta uma margem de erro, segundo a norma, de  $\pm 5\%$ . A incerteza nos valores obtidos, e a existência de autores que indicam que o segundo método aumenta a precisão do cálculo dos índices de conforto térmico (d'Ambrosio Alfano, Palella, & Riccio, 2011), fundamentaram a decisão de efetuar uma nova avaliação da taxa metabólica, desta vez por medição do consumo de oxigénio.



Idealmente, esta metodologia deveria ser aplicada nas mesmas condições em que os profissionais de saúde desempenham as suas funções. Contudo, o equipamento utilizado não pode ser aplicado em todas as situações, uma vez que este reduz a mobilidade do seu utilizador e, ao mesmo tempo, diminui o seu campo de visão. Assim, torna-se impraticável a utilização deste método durante a cirurgia, uma vez que aumentaria o risco de erro médico. A câmara climática oferece, assim, uma alternativa, permitindo recriar um ambiente semelhante ao existente na sala de operações sem o perigo inerente ao estudo.

O equipamento utilizado na medição do consumo de oxigénio e, consequentemente, na determinação da taxa metabólica foi o COSMED® K4b<sup>2</sup>. Trata-se um aparelho portátil que permite medir a quantidade de O<sub>2</sub> consumido, através da interpolação do volume de ar inspirado e expirado, com as respetivas concentrações de O<sub>2</sub> presentes em cada volume de ar. A medição dos volumes de ar inspirado e expirado é feita utilizando um caudalímetro a turbina que faz a leitura do fluxo de ar, durante as respetivas fases da respiração. Tanto o caudalímetro como o sensor da concentração de O<sub>2</sub> estão localizados numa máscara portátil, que condiciona a passagem do ar pelo sistema de medição (Figura 7.1).

Outra desvantagem na utilização deste equipamento é a necessidade de uma calibração morosa, sempre que se quiser iniciar um ciclo de medições, para além de requerer a utilização de uma botija de gás comprimido. O equipamento completo é composto pela máscara apresentada anteriormente, pelo K4b<sup>2</sup> que é o aparelho que faz a transdução e processamento dos sinais dos sensores e, ao mesmo tempo, envia os dados processados para um recetor externo. Este recetor pode ser ligado a um computador para monitorização, em tempo real, das medições efetuadas (ver Figura 7.2). Para tratamento futuro dos dados, a unidade de processamento também os armazena numa memória interna, podendo estes ser, posteriormente, exportados em formato *Excel*.

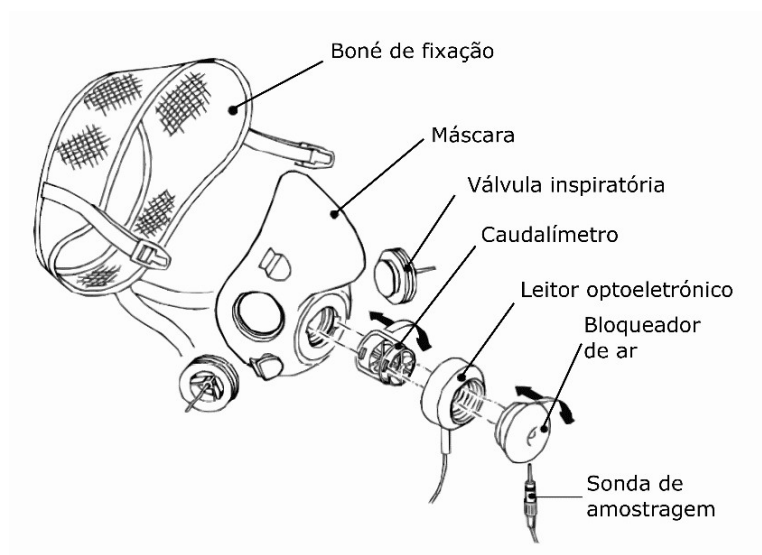


Figura 7.1: Equipamento compõe a máscara do K4b<sup>2</sup>, utilizada na medição do consumo de oxigénio (K4b<sup>2</sup> User Guide, 2003).

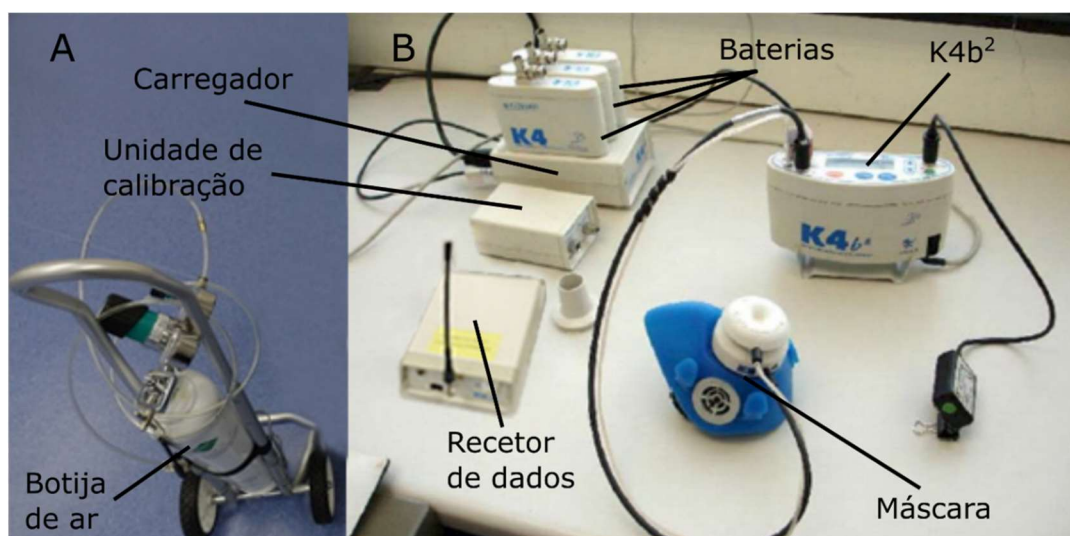


Figura 7.2: Diferentes componentes necessários para a utilização do K4b<sup>2</sup>. Nota: na presente figura não está representada a seringa de calibração. Esta figura foi adaptada de K4b<sup>2</sup> User Guide (2003) e de THEi (2016).

Uma vez efetuadas todas as calibrações, o aparelho torna-se autónomo, necessitando apenas da bateria e da máscara. A Figura 7.3 mostra um exemplo de utilização do aparelho.

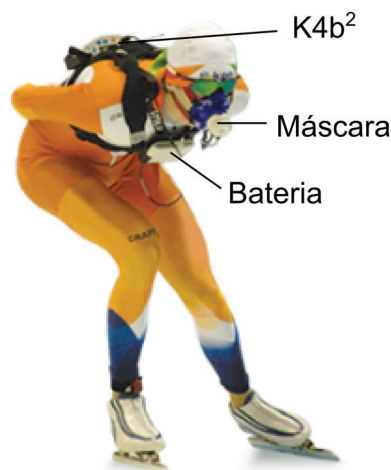


Figura 7.3: Exemplo de utilização do aparelho K4b<sup>2</sup> na medição do consumo de oxigénio. Figura adaptada de COSMED (2016).

### **7.1.1. Metodologia da Determinação Experimental do Conforto Térmico**

O estudo da taxa metabólica fora da sala de operações requer, em primeiro lugar, definir como recriar o ambiente de estudo. Como referido anteriormente, as variáveis ambientais foram definidas com recurso à câmara climática FITOCLIMA® 25000 EC 20. Contudo, este ambiente é, por si só, já aproximado uma vez que o equipamento permite definir apenas dois dos quatro parâmetros ambientais: temperatura do ar e humidade relativa. O valor considerado para estas variáveis foi a média dos valores medidos na sala, 21 °C e de 55% respetivamente. O maior desafio na recriação do ambiente térmico da sala de operações consiste em definir atividades equivalentes tendo em conta as limitações de orçamento e das tarefas realizáveis. Uma vez que o cirurgião ocupa um lugar central na cirurgia e está mais restrito em termos de vestuário, optou-se por determinar apenas a taxa metabólica deste. Desta forma, foi possível reduzir bastante o número de ensaios, além de diminuir o número de voluntários necessário. Para o presente estudo, foi conseguida uma amostra de 8 voluntários, constituída por enfermeiros da sala estudada. Assim, foi possível aproximar a atividade da amostra à da atividade em estudo, mesmo que não tenha sido possível integrar cirurgiões. Outra restrição encontrada foi o tempo de acesso à câmara, uma vez que esta é partilhada com outros grupos de investigação da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP). De forma a jogar com as restrições do tempo, foi necessário diminuir o tempo de ensaio de 60 min para 35 min, por ensaio/pessoa. Na definição da intensidade, tipo e tempo de atividade, foram usados os dados adquiridos pelo método anterior, mantendo-se a

proporção de tempo de redução deste. O tipo e a intensidade das atividades desempenhadas nos ensaios estão representados na Tabela 7.2.

Tabela 7.2: Lista do tipo e intensidade das atividades desempenhadas nos ensaios para determinação da taxa metabólica do cirurgião.

<b>Tarefa e intensidade</b>	<b>Tempo [min]</b>	<b>Tempo [%]</b>
Ambas as mãos e braços, ligeiro	20	57
Ambas as mãos, ligeiro	8	23
Uma mão, ligeiro	2	6
Ambos os braços, médio	3	8
Ambas as mãos, pesado	2	6

Havendo sido definidos os parâmetros anteriores, foi necessário recriar atividades equivalentes, em termos metabólicos, às descritas. Contudo, também neste ponto existiram limitações a ter em conta. Além do orçamento disponível, não era possível realizar atividades que libertassem partículas ou detritos para o ar, sob o risco de danificar o sistema de ventilação da câmara climática.

Tendo em conta todos os fatores, as atividades escolhidas para os dois primeiros grupos da Tabela 7.2 foram realizadas com recurso a um conjunto de puzzles. Este conjunto consistia num total de quatro puzzles individuais. As peças destes eram diferenciadas pelo seu tamanho e pela existência de 3 formas geométricas no verso. No caso das peças mais pequenas, estas não possuíam nenhuma forma geométrica. A Figura 7.4 apresenta o verso dos diferentes tipos de peças.

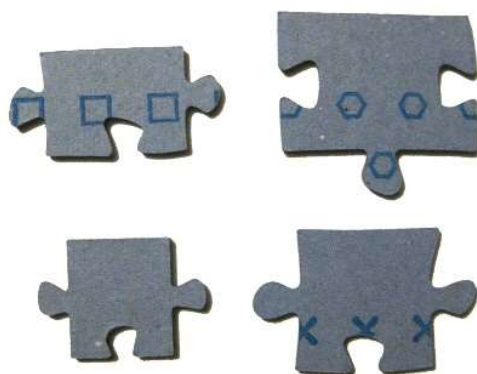


Figura 7.4: Representação do verso dos diferentes tipos de peças do conjunto de puzzles.

A primeira tarefa consistiu na separação dos diferentes tipos de peças, a partir de um monte comum. Desta forma, os voluntários tinham de utilizar ambos os braços e mãos para procurarem

os diferentes tipos de peças e separá-las. A segunda tarefa consistiu na montagem de um dos puzzles com as peças separadas no ponto anterior. Desta forma, foi realizado um trabalho ligeiro e com ambas as mãos conforme pretendido. Além do mais, a tarefa realizada também requeria alguma destreza e precisão, elementos característicos da atividade cirúrgica. Para a terceira tarefa, em que era necessário realizar uma atividade com uma única mão e ligeira, foi escolhido um outro jogo, denominado por Operação®. Como alternativa a esta tarefa, foi pensado realizar o corte de uma pele artificial. Contudo, as atividades praticadas pelo cirurgião nesta categoria, não consistiam apenas em cortes, mas também noutras tarefas como suturação e tratamento de feridas, implicando um conjunto variado de movimentos, diferentes dos praticados durante o corte. Para as restantes tarefas, foi escolhido um conjunto de atividades com uma exigência física mais elevada. Durante as cirurgias, sobretudo de caráter ortopédico, é comum haver a necessidade de uma atividade física mais elevada, assim como a utilização de equipamento fisicamente mais exigente, tais como serras elétricas, berbequins e martelo. Considerando a restrição existente na produção de partículas, assim como no risco de a utilização de martelo danificar o chão da câmara climática, apenas foi possível realizar a tarefa de aparafusamento. Esta tarefa, realizada para a atividade com ambos os braços e metabolismo médio, consistia no aparafusar e desaparafusar de um conjunto de parafusos numa viga de madeira, com um berbequim elétrico. Mais uma vez, esta tarefa requeria controlo e precisão por parte dos participantes. Para a execução correta desta, era necessário equilibrar o parafuso com uma mão contra a viga, e com a outra mão fazer pressão neste, ao mesmo tempo que se controlava o botão de acionamento do berbequim. Esta última parte exigia atenção especial porque a velocidade do berbequim dependia da pressão aplicada. Se os participantes apertassem demais o botão, o berbequim iria rodar com demasiada rapidez para aparafusar eficazmente. A Figura 7.5 apresenta o esquema de trabalho para a tarefa em questão. Durante a realização desta, alguns dos participantes referiram que notavam o aumento da taxa metabólica, sentindo que se tratava de uma atividade mais exigente.

Por fim, a tarefa escolhida para a última atividade consistia em apertar a mola de exercícios representada na Figura 7.6. É importante relembrar que cada uma das tarefas descritas foi realizada durante o tempo indicado na Tabela 7.2. No caso da última tarefa, esta foi realizada somente durante 2 minutos. Contudo, apesar da curta duração da mesma, foi suficiente para alguns dos participantes referirem que sentiram alguma perspiração.



Figura 7.5: Representação da atividade de aparafusar e desaparafusar, a ser desempenhada por um dos participantes.



Figura 7.6: Representação da mola de exercício utilizada na atividade experimental.

### **7.1.2. Resultados Obtidos para a Taxa Metabólica e Respetiva Discussão**

Uma vez efetuados os ensaios experimentais na câmara climática, foi possível obter a evolução da taxa metabólica para cada voluntário. No tratamento dos resultados, foi verificado que os dados obtidos tinham uma frequência elevada, variável entre 2 e 5 segundos. De forma a tornar os dados mais perceptíveis e facilitar a sua interpretação, estes foram agrupados em intervalos de meio minuto (30 s). O agrupar dos dados foi feito com recurso à média das medições efetuadas no intervalo estipulado. Durante o agrupar dos resultados, foi também efetuada uma análise a *outliers* existentes nos resultados obtidos, e verificada a influência destes no resultado final.

Contudo, após efetuada esta análise, foi verificado que a exclusão dos *outliers* provocava uma quase uniformidade dos resultados. Desta forma, optou-se por manter os valores que, em primeira análise, foram considerados *outliers*, sendo estes já atenuados pelo cálculo da média nos intervalos definidos. Todo este processo foi repetido para os dados provenientes dos 8 ensaios realizados.

A Figura 7.7 representa a distribuição dos valores médios para a taxa metabólica, obtidos pela medição do consumo de oxigénio na câmara climática. Analisando a tendência dos resultados, é possível verificar que as três atividades iniciais não produziram uma diferenciação visível na taxa metabólica. Desta forma, existem fortes indícios que as tarefas desempenhadas no ensaio não foram capazes de distinguir os diferentes tipos de tarefa desempenhados. Contudo, quando se entra nas atividades finais, que representam uma taxa metabólica média e pesada, respetivamente, é identificável um crescimento da taxa metabólica média. Este comportamento demonstra que as tarefas propostas produziram uma diferenciação na taxa metabólica equivalente, simulando, assim, o aumento do esforço pelos cirurgiões quando estes necessitam de utilizar equipamento pesado.

Embora os ensaios realizados tenham terminado aos 35 minutos, foram apresentados os resultados para a taxa metabólica algum tempo depois (3 min.), o que demonstrou existir inércia em termos metabólicos. Esta poderá ser justificada pela subida no esforço, comparativamente com as tarefas anteriores. A subida na taxa metabólica seria assim suficiente para que o corpo consumisse uma quantidade de oxigénio superior, por um certo período de tempo, a fim de repor os níveis de energia. Relativamente à caracterização da distribuição, para um N de 581 pontos, obteve-se um valor médio para a taxa metabólica de 1,366 met, com um desvio padrão de 0,264 e uma incerteza de 0,011.

Comparando o valor médio para a taxa metabólica do cirurgião, obtido através do processo experimental, com o valor obtido recorrendo às tabelas para a taxa metabólica (2,29 met), verifica-se que o primeiro apresenta um valor mais baixo para o mesmo. Esta diferença pode indicar uma subvalorização das tarefas equivalentes desempenhadas, que não seriam corretamente aproximadas à atividade do cirurgião. De facto, durante os ensaios, um dos voluntários referiu que a atividade que estava a desempenhar seria aproximada a uma cirurgia ligeira, onde o cirurgião teria a sua atividade maioritariamente na posição de sentado, como é o caso de operações ao pulso. Por sua vez, a determinação da taxa metabólica com recurso às tabelas da ISO 8996:2004, diz respeito a uma cirurgia à anca; a qual requer maior esforço físico, assim como a utilização de

equipamento metabolicamente mais exigente, p. ex.: martelo e serra. Outra possível razão para a diferença entre os valores obtidos, pode dever-se à contração do tempo do ensaio, quando comparado com a cirurgia. Este procedimento efetuado levou à realização de tarefas com a duração de apenas 2 minutos. Contudo, este tempo poderá ser demasiado reduzido para provocar alterações a nível metabólico.

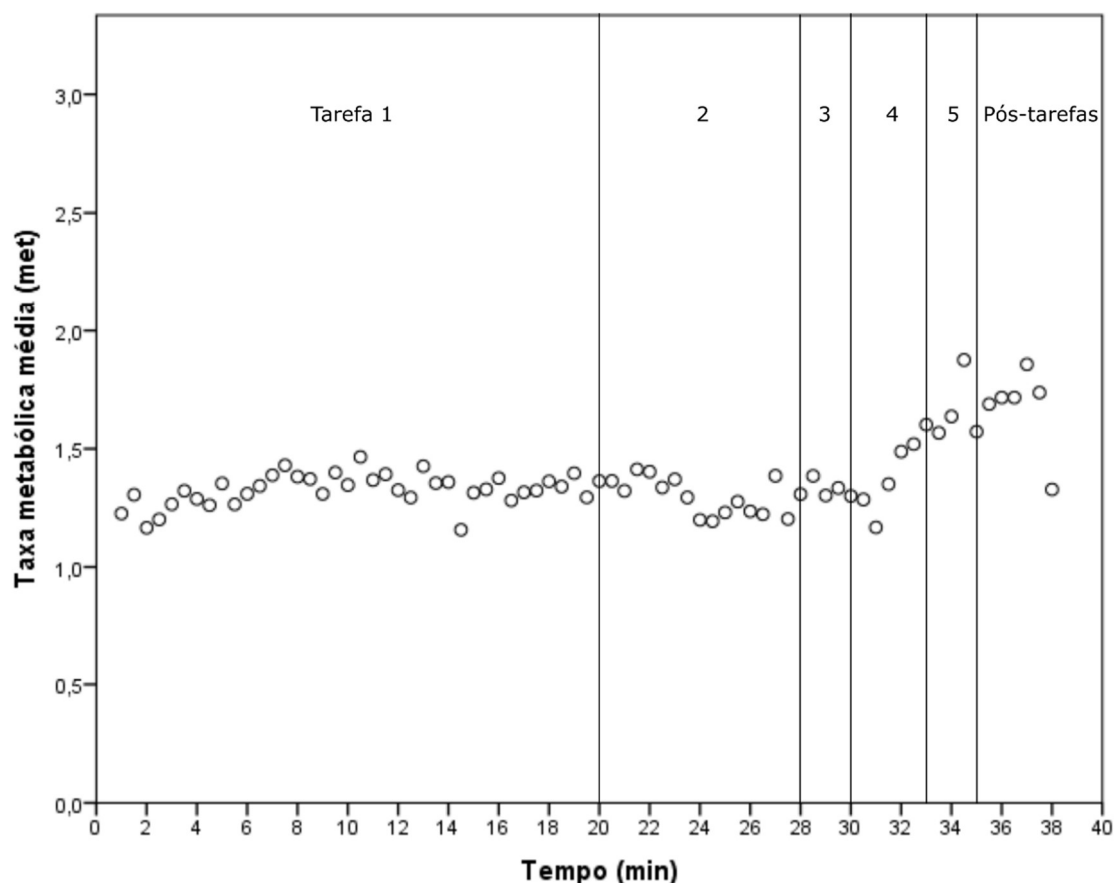


Figura 7.7: Resultados dos valores da taxa metabólica equivalente, resultante dos ensaios efetuados na câmara climática.

Em termos de valor absoluto, é possível dizer que a atividade do cirurgião é complexa e que varia bastante com a cirurgia desempenhada. Outros autores avaliaram diferentes valores para a taxa metabólica do cirurgião recorrendo às tabelas da ISO 8996:2004, obtendo valores que variam entre 1,38 met nos casos mais ligeiros, até 2,1 met para casos mais pesados (Sudoł-Szopińska & Tarnowski, 2007; Van Gaever et al., 2014). A conclusão que se tira deste trabalho experimental é que o valor obtido, experimentalmente, caracteriza um cirurgião a desempenhar uma atividade menos exigente em termos metabólicos, o que não representa a realidade do estudo desempenhado. Contudo, também o valor obtido, utilizando as tabelas para a taxa metabólica, não



representa a totalidade dos casos medidos, uma vez que se realizaram, igualmente, cirurgias menos exigentes durante as medições.

## **7.2. Variáveis Ambientais do Conforto Térmico**

Tendo sido utilizada a simulação numérica para a caracterização das variáveis ambientais na sala de operações, é importante verificar até que ponto estas se aproximam dos dados experimentais. Sendo esta aproximação validada, é possível utilizar os dados simulados no cálculo do PMV/PPD e, consequentemente, otimizar o conforto térmico no local em estudo.

Uma vez que os dados medidos em campo foram obtidos a uma altura de 1,1 m, e nos pontos especificados na Figura 5.6, para efeitos de comparação, foram utilizados os dados simulados para estas mesmas zonas. No caso dos dados obtidos por CFD, estes foram retirados através de uma média dos volumes envolventes da zona. Para tal foi utilizado um volume esférico de 20 cm de diâmetro e a média das variáveis foi ponderada com o volume de cada célula.

Uma vez que para os dados medidos é conhecida a média e o desvio padrão da distribuição dos valores, foi utilizado o teste *t-Student* bilateral para verificar se as diferenças entre os dados são significativas ou não. Neste teste, a hipótese nula é de que as diferenças entre o valor médio, proveniente do CFD, e a distribuição dos valores medidos não possuem diferenças estatisticamente significativas. Utilizando um intervalo de confiança de 95%, com o teste bilateral, significa que a hipótese nula é rejeitada quando o valor do p estatístico for inferior a 0,025. A Tabela 7.3 apresenta os dados ambientais simulados e medidos para a sala de operações, assim como o valor de significância da sua comparação com o teste *t-Student*.

Verificando os resultados obtidos anteriormente, apenas duas comparações apresentaram diferenças estatisticamente significativas: a velocidade do ar na Zona 1 e a temperatura do ar na Zona 3. Uma possível explicação para a diferença da velocidade do ar na Zona 1 advém da consideração de um caso ideal por parte do modelo numérico. No caso real, a sala de operações não estava totalmente pressurizada, havendo fugas de ar, para além de a porta ser aberta e fechada várias vezes durante a operação. O resultado desta despressurização redireciona parte do escoamento das saídas de ar para a porta e outros locais de fuga de ar, levando assim à diminuição da velocidade do ar que passa pelas saídas. Sendo a Zona 1 próxima das saídas de ar localizadas

na parede, o efeito de despressurização manifesta-se na diminuição da velocidade do ar perto desta zona, no caso dos dados medidos. Relativamente à temperatura do ar na Zona 3, existe uma diferença menos significativa do que no ponto anterior. No entanto, esta pode dever-se, também, à despressurização da sala, que diminui o caudal de ar que sai efetivamente pela saída de ar no teto, conduzindo a uma acumulação de calor na zona. De uma forma geral, é possível verificar que os valores da Zona 5 são os que mais se aproximam entre eles. Esta aproximação está ligada a uma melhor definição desta zona no modelo CFD, uma vez que está definida por várias condições de fronteira.

Tabela 7.3: Valores médios das variáveis ambientais da sala de operações, obtidas com recurso à metodologia CFD, comparados com os valores medidos experimentalmente. Os valores experimentais são apresentados com o respetivo erro padrão. A cada comparação apresentada está associado o respetivo valor do p estatístico proveniente do teste *t-Student*.

	Temperatura do ar média (°C)		Velocidade do ar média (m/s)		Humidade relativa média (%)	
	CFD	Exp.	CFD	Exp.	CFD	Exp.
<b>Zona 1</b>	20,2	20,7±0,3	0,11	0,06±0,01	55,1	57,6±2,7
	$\rho = 0,254$		$\rho = 0,001^{**}$		$\rho = 0,369$	
<b>Zona 2</b>	19,8	20,6±0,3	0,06	0,07±0,01	55,0	57,8±3,2
	$\rho = 0,035$		$\rho = 0,098$		$\rho = 0,433$	
<b>Zona 3</b>	20,0	21,2±0,2	0,06	0,07±0,01	55,6	59,1±1,7
	$\rho = 0,02^{**}$		$\rho = 0,557$		$\rho = 0,092$	
<b>Zona 4</b>	20,1	20,8±0,4	0,07	0,05±0,02	55,9	55,4±3,0
	$\rho = 0,110$		$\rho = 0,263$		$\rho = 0,892$	
<b>Zona 5</b>	19,4	19,1±0,3	0,31	0,30±0,03	55,9	56,6±2,5
	$\rho = 0,463$		$\rho = 0,586$		$\rho = 0,810$	

**\*\***A correlação é significativa no nível 0,05 (bilateral)

Em resumo, apesar de alguns pontos serem diferentes, os resultados simulados para as variáveis ambientais através do Fluent® são semelhantes aos dados medidos. Esta semelhança é um forte indício de que os dados simulados podem ser extrapolados para as restantes zonas da sala. Assim sendo, é possível afirmar que os dados adquiridos com recurso à simulação podem ser utilizados na avaliação e projeto de novas salas de operações. Contudo, é importante referir que este modelo está limitado pela caracterização da temperatura radiante. No caso desta variável, é necessário assumir um valor medido ou estipulado para as diferentes regiões, sendo este um passo a desenvolver no futuro. Relativamente às variáveis pessoais, estas não são passíveis de modelar no Fluent® e irão estar sempre sujeitas a variações específicas da situação em estudo. Desta forma, estas terão de ser fornecidas como uma variável externa à simulação. Contudo, para

automação do processo de avaliação do conforto térmico, é possível criar um conjunto de valores possíveis para estas variáveis. Em seguida, é possível calcular as combinações respetivas para o PMV, tendo em conta os parâmetros ambientais adquiridos por simulação.

### **7.3. Comparação entre a Sensação Térmica e o PMV**

Nesta subsecção realizam-se as comparações entre os diferentes métodos utilizados na obtenção da sensação térmica e do PMV, a fim de verificar a existência de uma tendência comum. A Figura 7.8 apresenta os resultados obtidos para o conforto térmico através dos questionários, assim como através do cálculo do índice PMV/PPD, ambos referentes a durante o desempenho das atividades cirúrgicas. Observando as distribuições, é possível verificar que a maior diferença entre os dados obtidos pelo questionário e os valores calculados, para a sensação térmica, reside na dispersão das mesmas. Os dados referentes à sensação térmica (questionados) apresentam maior dispersão em relação aos valores calculados. A razão para esta ocorrência deve-se ao facto de que quando é feita a questão sobre a sensação térmica, a particularidade de cada indivíduo é mantida. Quando questionado, cada indivíduo responde consoante o que efetivamente sente, tendo em conta não só as variáveis térmicas, mas também a sua perceção do ambiente. Esta particularidade é perdida quando se abordam os métodos de cálculo da sensação térmica, como por exemplo, o índice PMV/PPD.

Um fator de variabilidade dos resultados é a própria perceção térmica do ambiente, que pode ser alterada por fatores não controlados como *stress*, medicação ou doença. Além da perceção, os índices de conforto térmico estão sempre sujeitos a erros provenientes da obtenção dos dados. Um exemplo deste último ponto, discutido anteriormente, é a obtenção da taxa metabólica. Este é um termo complexo e que depende de vários fatores, como por exemplo, da idade, do sexo, da atividade, e ainda da massa muscular, o que torna este termo difícil de determinar. Desta forma, a taxa metabólica é, na maior parte das vezes, associada por simplificação à atividade desempenhada, resultando na despersonalização deste dado.

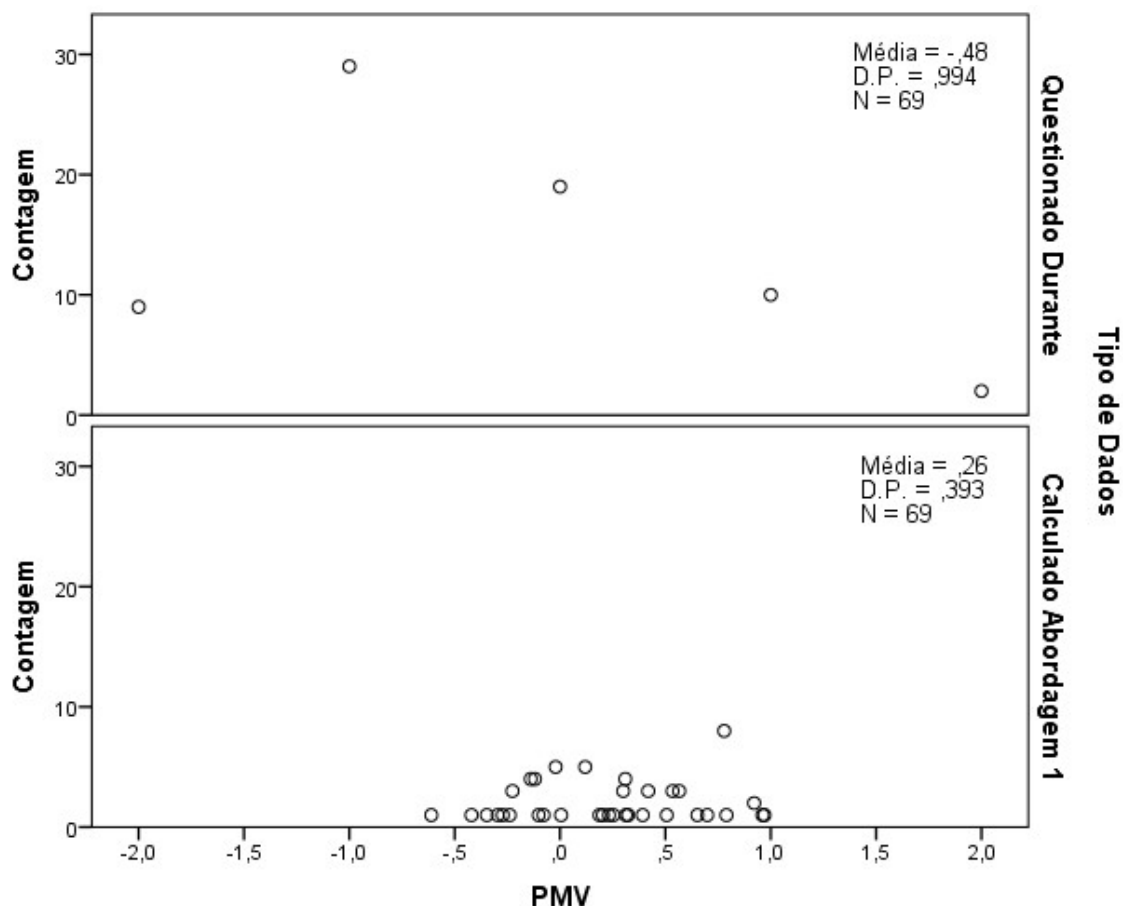


Figura 7.8: Representação dos resultados obtidos para o conforto térmico através dos questionários e do cálculo do PMV para durante o desempenho das atividades cirúrgicas.

De forma semelhante, a avaliação do isolamento do vestuário também é complexa devido à grande variedade de vestuário existente. A variedade condiciona a perda de calor por condução, de acordo com o tipo de material e a sua espessura. No entanto, mesmo quando se considera um vestuário composto pelo mesmo material e espessura, a forma como as fibras do tecido estão dispostas interfere na difusão do suor e do ar, o que, manifesta-se na transferência de calor. Esta dificuldade na avaliação, à semelhança do que ocorre com a taxa metabólica, é simplificada em muitos casos recorrendo a valores tabelados (Arezes, Neves, Teixeira, Leão, & Cunha, 2013).

Outro problema com esta metodologia é que o isolamento do vestuário não considera assimetrias e pressupõe que este está distribuído da melhor maneira. Isto é, não tem em conta situações em que uma pessoa, por exemplo, possa estar com um colete de lã, cujo material é um bom isolante, não conferindo, contudo, um isolamento suficiente nos braços. Todos estes fatores, que foram simplificados para o cálculo, retiram grande parte da variabilidade da amostra estudada, e, como tal, traduzem-se em distribuições com menor dispersão.

Esta diferença entre a distribuição da sensação térmica e do cálculo para o PMV, revelou-se ser estatisticamente significativa perante a aplicação do teste de *Kolmogorov-Smirnov*. Contudo, utilizando a correlação de *Spearman*, foi verificada uma correlação significativa entre os dados calculados e os dados medidos durante as cirurgias, com o valor de 0,474. Este teste demonstra que apesar de as distribuições dos dados medidos e calculados serem diferentes, estas seguem uma tendência comum. No presente estudo, o cálculo do PMV/PPD apresentou estar mais próximo de um indicador do conforto térmico, do que de um previsor do conforto. Isto porque, aplicando o teste *t-Student* para comparar as médias de ambas as distribuições, este indicou que elas são significativamente diferentes para uma diferença de 0,74 em valor absoluto. Contudo, ambos os valores apontam para a neutralidade térmica (-0,48 e 0,26).

Esta página foi propositadamente deixada em branco.

## **Capítulo 8    Conclusões Principais e Perspetivas de Trabalho Futuro**

---

O principal objetivo do presente trabalho consistiu na caracterização do conforto térmico dos profissionais de saúde para uma sala de operações. Acompanhado deste objetivo, foi também pretendida a verificação da precisão dos métodos computacionais no processo. Para o efeito, foram adotadas diferentes metodologias, nomeadamente:

- A avaliação do conforto térmico por meio de um questionário, o que possibilitou obter a sensação térmica sentida por cada indivíduo;
- A utilização do índice de Fanger (PMV/PPD), que permitiu verificar a precisão de um dos índices mais utilizados para o efeito pretendido;
- A utilização de um método computacional para verificar a relevância deste no âmbito da avaliação do conforto térmico.

## **8.1. Conclusões e Observações Finais**

Após a conclusão do estudo realizado, é possível afirmar que os objetivos foram atingidos. Com a utilização dos questionários foi possível verificar o nível de conforto térmico para cada indivíduo que frequentava a sala de operações, na escala de 7 pontos da ASHRAE. À semelhança do que se verifica na literatura, os cirurgiões apresentam uma sensação térmica mais inclinada para a sensação de calor do que os enfermeiros. No entanto, devido ao maior número de pessoas pertencentes à classe dos Enfermeiros e Auxiliares, o valor médio da sensação térmica para a sala de operações foi de -0,48.

Com os questionários, também foi possível determinar o isolamento do vestuário resultante para cada indivíduo. Valor este que foi, posteriormente, utilizado no cálculo do PMV/PPD. Por observação das tarefas realizadas, foi também possível determinar a taxa metabólica das quatro classes de trabalho: Cirurgião, Ajudante de Cirurgião, Enfermeiro Instrumentista e Enfermeiros e Auxiliares. Esta última classe engloba também os Anestesiologistas. Entre estas, o ajudante de cirurgião foi o que apresentou o valor mais alto das classes, seguido do cirurgião, dos enfermeiros instrumentistas e, por último, dos enfermeiros e auxiliares. Os diferentes valores obtidos demonstraram haver, efetivamente, diferenciação entre as classes.

Através das medições das variáveis ambientais, foi verificada a diferenciação entre as zonas 1 a 4, e a zona 5, validando a divisão da sala de operações em duas regiões aquando da aplicação do questionário. De entre as variáveis, a velocidade do ar foi a que mais se destacou entre regiões e a temperatura radiante foi a que mais variou dentro da sua região (Região 2).

As diferenças verificadas nas variáveis ambientais e pessoais justificam a diferenciação da resposta ao conforto térmico pelas diferentes classes. Quando calculado o valor de PMV, este demonstra a mesma diferenciação entre classes de trabalhadores. Contudo, a variação absoluta dos valores obtidos é bastante maior quando se obtêm os valores para a sensação térmica por questionário do que através da equação para o cálculo do PMV. Esta diferença de amplitudes pensa-se ser causada pela perda da personalização das respostas na aplicação do cálculo, assim como nas aproximações consideradas na obtenção das variáveis pessoais. Esta diferença reforçou, também, a diferença entre os conceitos de neutralidade térmica e de conforto térmico. Os valores calculados para o PMV demonstraram uma predominância perto da neutralidade térmica. O índice de Fanger demonstrou inflacionar os valores considerados negativos pela população e, ao mesmo



tempo, atenuar os valores respondidos para a sensação de calor. O valor da sensação térmica questionado para a população da sala de operações foi de -0,48 e o PMV calculado de 0,2, correspondendo a uma diferença total de 0,74 valores.

Os dados simulados para a sala de operações demonstraram uma boa aproximação, em geral, aos dados medidos na sala de operações, com diferenças estatisticamente significativas em apenas duas comparações. Ambas as diferenças encontradas estão localizadas perto de uma saída de ar, onde, devido a fendas e aberturas das portas durante a cirurgia, existe uma diferente pressurização que origina diferenças no escoamento. O modelo desenvolvido permitiu, também, a verificação de zonas da sala com assimetrias das variáveis ambientais, como por exemplo a existência de uma cortina de ar frio que está junto ao chão, e que a presença do corpo humano desvia essa cortina de ar, abrindo-a e fazendo com que esta se eleve em altura. Em termos de temperatura, a presença dos manequins demonstrou aquecer o ar à sua volta, tornando-se uma fonte de calor (255 W cada) juntamente com as lâmpadas (221 W) e os focos cirúrgicos (128 W). Verificou-se, assim, que a presença humana é um agente ativo no ambiente térmico da sala. A simulação demonstrou ser, também, uma ferramenta eficaz na demonstração visual de zonas problemáticas para o conforto, através do mapeamento do PMV em relação ao local e à classe de trabalhadores, evidenciando as diferenças entre os cirurgiões e enfermeiros/auxiliares. A ferramenta CFD demonstrou também ser útil na determinação de outros índices como o *Draught Rate*, cujos parâmetros são difíceis de determinar (intensidade de turbulência).

O presente trabalho demonstrou as dificuldades inerentes à avaliação dos parâmetros do conforto térmico em salas de operações, evidenciando o caso da determinação da taxa metabólica. A determinação desta variável, para o cirurgião em ambiente controlado, apresentou restrições e dificuldades na definição das atividades equivalentes deste profissional. Os resultados obtidos apresentaram apenas diferenciação na taxa metabólica para as atividades mais pesadas e o valor médio ficou muito abaixo do valor determinado por observação das atividades. Para a determinação por observação, o valor obtido foi de 2,29 met, contrastando com o valor de 1,37 met para a taxa metabólica determinada por oximetria.

## 8.2. Trabalho Futuro

Para continuação do trabalho elaborado, o primeiro passo em direção à melhoria deste passaria pela diminuição da variabilidade em estudo. No âmbito da aquisição dos dados, é aconselhável que as cirurgias estudadas sejam todas do mesmo género para que a taxa metabólica seja a mesma em todas as avaliações do conforto térmico. Desta forma, as variáveis a considerar na comparação com os resultados das diferentes metodologias seriam menores. Em termos da aquisição da sensação térmica, é importante ter em conta a forma como os dados são obtidos. Os primeiros dados, provenientes dos questionários, provêm de uma escala discreta de 7 pontos e de carácter qualitativo. Devido à necessidade de exprimir o conforto por palavras de forma a ser interpretação pelos inquiridos, existirá sempre subjetividade na resposta. Isto é, colocando o zero da escala como a neutralidade e o -1 como ligeiramente frio, está-se a impor variabilidade nas respostas de acordo com a interpretação humana. Tome-se como exemplo uma situação de neutralidade térmica, que, na escala de 7 pontos seria um 0. Contudo, se o inquirido sentiu frio, mesmo que momentaneamente, poderá ficar inclinado a transmitir esse facto colocando o valor de -1 na sua resposta. No entanto, em termos do índice PMV/PPD, essa variação poderia ser traduzida numa diferença de -0,2 ou -0,5. Quando acumulados, essas discrepâncias podem desviar consideravelmente o resultado final.

Uma possibilidade para a diminuição estas discrepâncias, e aproximar o valor questionado ao valor calculado, seria considerar o uso de uma régua de valores no questionário em vez da escala de sete pontos. A Figura 8.1 representa uma régua proposta para inclusão em questionários futuros, na avaliação da sensação térmica.

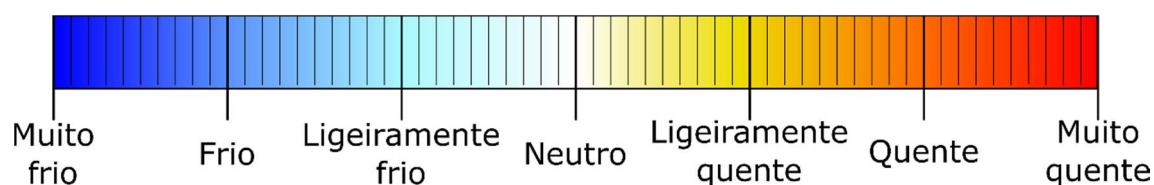


Figura 8.1: Régua proposta para a avaliação da sensação térmica, recorrendo a questionários.

Outra melhoria a considerar seria estudar a possibilidade em questionar os profissionais durante o exercício da sua atividade em vez de esperar pelo final da cirurgia, tendo o cuidado de não perturbar o cirurgião. Na eventualidade de o cirurgião concordar, seria aconselhável que os

investigadores esperassem que este referisse a sua sensação térmica, em vez de o questionar para evitar distrações ou acidentes.

Em relação ao isolamento do vestuário, uma alternativa a considerar seria a medição física do isolamento promovido pelas diferentes peças de vestuário utilizadas durante a cirurgia. Adicionalmente, seria uma mais valia considerar um fator de isolamento por segmentos do corpo e efetuar o cálculo do isolamento total considerando a resistência do vestuário como uma soma, tanto em série como em paralelo, em vez de somar o isolamento como se a resistência térmica fosse toda em série. Após a recolha, o isolamento conferido por cada peça seria determinado em laboratório, recorrendo a manequins. Quanto à taxa metabólica, propõe-se ainda a oximetria, mas com revisão das tarefas equivalentes. Neste método, seria importante controlar, de antemão, quais as cirurgias a ser realizadas e limitá-las a um tipo apenas e, conseqüentemente, aproximar mais as tarefas equivalentes durante os ensaios. Por fim, seria importante aumentar também o número dos ensaios, assim como, caso fosse possível, incluir cirurgiões na população de teste. Aconselha-se, também, que para a execução deste estudo se considere o isolamento do sistema de ventilação da câmara climática com filtros melhores, de forma a ser possível a execução de tarefas com a produção de alguns detritos. Da mesma forma, o estudo ganharia realismo caso os voluntários fossem cirurgiões, ou que estes participassem na criação das tarefas equivalentes com o respetivo *feedback*.

A medição das variáveis ambientais é um processo ao qual falta controlo, devido, sobretudo, à necessidade da abertura das portas da sala de operações. Desta forma, a melhoria proposta, para este ponto, consistiria na maior aproximação das medições efetuadas na região central da sala. Isto pode ser conseguido montando, de antemão, sensores para a velocidade do ar, temperatura do ar e humidade relativa perto do foco cirúrgico. Quanto à temperatura radiante, seria interessante estudar a hipótese de colocar um sensor acoplado à touca do cirurgião. A aplicação das melhorias referidas seria um passo importante no estudo das diferenças obtidas entre o valor da sensação térmica e o índice de Fanger.

Em termos da simulação numérica, seria possível aumentar o contributo desta para o estudo de diversas formas. A primeira seria inserir um maior número de manequins com diferentes condições iniciais, respetivas de cada classe de trabalhadores. Para a definição destas condições seria utilizado novamente o programa do corpo humano referido no estudo. Outra forma de como

o modelo poderia contribuir para o estudo, seria providenciar a alteração de diferentes condições da sala e posterior verificação da influência no conforto térmico, tais como alterações do fluxo de ar, temperatura e humidade. Contudo, a execução destes estudos deverá ter em conta as restrições impostas pela legislação em vigor devido ao risco de desenvolvimento bacteriológico. Uma vantagem adicional da metodologia CFD é que esta permite executar estudos relacionados com a ventilação e difusão de partículas. Desta forma, é possível verificar até que ponto as alterações efetuadas na ventilação para melhoria do conforto térmico colocam em causa a qualidade do ar. Esta investigação abre assim caminho à otimização das condições de conforto das salas de operações, possibilitando testar diferentes cenários, sem colocar em causa a segurança dos utentes ou profissionais de saúde.

# Bibliografia

---

- Al-waked, R. (2010). Effect of ventilation strategies on infection control inside operating theatres. *Engineering Applications of Computational Fluid Mechanics*, 4(1), 1–16. Retrieved from [http://jeacfm.cse.polyu.edu.hk/download/download.php?dirname=vol4no1&act=d&f=vol4no1-1\\_Al-WakedR.pdf](http://jeacfm.cse.polyu.edu.hk/download/download.php?dirname=vol4no1&act=d&f=vol4no1-1_Al-WakedR.pdf)
- Alfano, F., & Palella, B. (2008). THERMODE 193: AN ENHANCED STOLWIJK THERMOREGULATION MODEL OF THE HUMAN BODY. *Adai.pt*, (September). Retrieved from [http://www.adai.pt/7i3m/Documentos\\_online/papers/23.dambrosio\\_italy.pdf](http://www.adai.pt/7i3m/Documentos_online/papers/23.dambrosio_italy.pdf)
- ANSYS. (2016). *ANSYS FLUENT User's Guide*. Canonsburg, PA, USA: ANSYS Inc. Retrieved from <http://148.204.81.206/Ansys/150/ANSYS Fluent Users Guide.pdf>
- Arezes, P. M., Neves, M. M., Teixeira, S. F., Leão, C. P., & Cunha, J. L. (2013). Testing thermal comfort of trekking boots: An objective and subjective evaluation. *Applied Ergonomics*, 44(4), 557–565. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2012.11.007>
- ASHRAE. (2007). *Handbook HVAC applications, in healthcare facilities*. American Society of Heating, Refrigerating, and Air-conditioning Engineers.
- ASHRAE. (2011). *ASHRAE Handbook - HVAC Applications*.
- ASHRAE Standard 170P. (2006). *Ventilation of Health Care Facilities*. Atlanta, GA: American Society for Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers Inc.
- ASHRAE Standard 55. (2004). Thermal Environmental Conditions for Human Occupancy. ANSI/ASHRAE.
- ASHRAE Standard 55P. (2003). Thermal Environmental Conditions for Human Occupancy. *ASHRAE Standards*.
- Balaras, C. A., Dascalaki, E., & Gaglia, A. (2007). HVAC and indoor thermal conditions in hospital operating rooms. *Energy and Buildings*, 39(4), 454–470. <https://doi.org/10.1016/j.enbuild.2006.09.004>
- Balocco, C., & Lio, P. (2011). Assessing ventilation system performance in isolation rooms. *Energy and Buildings*, 43(1), 246–252. <https://doi.org/10.1016/j.enbuild.2010.09.020>
- Björn, C., Rissén, D., Wadensten, B., & Josephson, M. (2017). The opportunities and obstacles nurses have in carrying out their work—A case study in an operating department in Sweden. *Perioperative Care and Operating Room Management*, 6(May 2016), 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.pcorm.2016.12.002>
- Cabral, D. M. G. G. da C. (2004). *Cuidados Especializados em Enfermagem Perioperatória: Contributos para a sua implementação*. Universidade do Porto.
- Campbell, I. (2011). Body temperature and its regulation. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, 12(6), 240–244. <https://doi.org/10.1016/j.mpaic.2011.03.002>
- Care, I. S. for Q. in H., & ISQua. (2003). *Quality and accreditation in health care services: A global*

- review. *World Health*. Geneva: World Health Organization. Retrieved from [http://www.who.int/hrh/documents/en/quality\\_accreditation.pdf](http://www.who.int/hrh/documents/en/quality_accreditation.pdf)
- Carvalho, C. A. A., Baptista, J. M. A. S., Diogo, M. F. T., & de Carvalho, J. M. S. S. (2011). *Contribuição para o Estudo da Tolerância Humana a Ambientes Térmicos Extremos II: Ensaios de Validação de Câmara Climática*. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- Centro Hospitalar do Porto. (2017). Serviços de Anestesiologia. Retrieved June 20, 2012, from <http://anestesiologiachp.com/public.php?elem=15>
- Cheng, Y., Niu, J., & Gao, N. (2012). Thermal comfort models: A review and numerical investigation. *Building and Environment*, 47, 13–22. <https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2011.05.011>
- Chow, T.-T., & Yang, X.-Y. (2003). Performance of ventilation system in a non-standard operating room. *Building and Environment*, 38(12), 1401–1411. [https://doi.org/10.1016/S0360-1323\(03\)00155-0](https://doi.org/10.1016/S0360-1323(03)00155-0)
- Chow, T. T., & Yang, X. Y. (2005). Ventilation performance in the operating theatre against airborne infection: numerical study on an ultra-clean system. *The Journal of Hospital Infection*, 59(2), 138–147. <https://doi.org/10.1016/j.jhin.2004.09.006>
- COSMED. (2016). COSMED - K4b2: Gold Standard Ambulatory Metabolic System. Retrieved from <http://www.bodpod.com/en/products/cardio-pulmonary-exercise-testing/k4-b2-mobile-cpet>
- Cunha, A. M. F., Teixeira, S. F. C. F., & Teixeira, J. C. F. (2009). *Modelação computacional de um modelo térmico humano: processo termorregulatório humano e análise da transferência de calor*. University of Minho.
- d'Ambrosio Alfano, F. R., Palella, B. I., & Riccio, G. (2011). The role of measurement accuracy on the thermal environment assessment by means of PMV index. *Building and Environment*, 46(7), 1361–1369. <https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2011.01.001>
- Dascalaki, E. G., Gaglia, A. G., Balaras, C. A., & Lagoudi, A. (2009). Indoor environmental quality in Hellenic hospital operating rooms. *Energy and Buildings*, 41(5), 551–560. <https://doi.org/10.1016/j.enbuild.2008.11.023>
- Dataq Instruments. (2016). EL-USB-2+ EasyLog. Retrieved December 11, 2016, from <https://www.dataq.com/products/lascar/el-usb/el-usb-2-plus-data-logger.html>
- De Dear, R. J., Akimoto, T., Arens, E. a., Brager, G., Candido, C., Cheong, K. W. D., ... Zhu, Y. (2013). Progress in thermal comfort research over the last twenty years. *Indoor Air*, 23(6), 442–461. <https://doi.org/10.1111/ina.12046>
- De Giuli, V., Zecchin, R., Salmaso, L., Corain, L., & De Carli, M. (2013). Measured and perceived indoor environmental quality: Padua Hospital case study. *Building and Environment*, 59, 211–226. <https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2012.08.021>
- Decreto Regulamentar N.º 63/94. (1994). Requisitos relativos a instalações, organização e funcionamento das unidades privadas. Diário da República. Retrieved from <https://www.ers.pt/uploads/document/file/203/16.pdf>
- Dharan, S., & Pittet, D. (2002). Environmental controls in operating theatres. *Journal of Hospital Infection Society*, 51(2), 79–84. <https://doi.org/10.1053/jhin.2002.1217>
- Djongyang, N., Tchinda, R., & Njomo, D. (2010). Thermal comfort: A review paper. *Renewable and*

- Sustainable Energy Reviews*, 14(9), 2626–2640.  
<https://doi.org/10.1016/j.rser.2010.07.040>
- Doane, D. P. (1976). Aesthetic Frequency Classifications. *The American Statistician*, 30(4), 181.  
<https://doi.org/10.2307/2683757>
- ET 6/2008. (2014). Especificações Técnicas para Instalações de AVAC (Revisão de 2014). Administração Central do Sistema de Saúde IP (ACSS).
- Fan, Y., & Ito, K. (2014). Optimization of indoor environmental quality and ventilation load in office space by multilevel coupling of building energy simulation and computational fluid dynamics. *Building Simulation*, 7(6), 649–659. <https://doi.org/10.1007/s12273-014-0178-3>
- Fanger, P. O. (1970). *Thermal Comfort: Analysis and applications in environmental engineering*. New York: McGraw-hill.
- Fanger, P. O. (1973). Assessment of man's thermal comfort in practice. *British Journal of Industrial Medicine*, 30(30), 313–324. Retrieved from [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?Db=pubmed&DbFrom=pubmed&Cmd=Link&LinkName=pubmed\\_pubmed&LinkReadableName=RelatedArticles&IdsFromResult=4584998&ordinalpos=3&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed\\_ResultsPanel.Pubmed\\_RVDocSum](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?Db=pubmed&DbFrom=pubmed&Cmd=Link&LinkName=pubmed_pubmed&LinkReadableName=RelatedArticles&IdsFromResult=4584998&ordinalpos=3&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_RVDocSum)
- Fernandes, C. M., Miguel, A. S. de S., & Teixeira, S. F. C. F. (2014). *Níveis de conforto térmico para os utilizadores de salas de operações*. Univeersidade do Minho. Retrieved from <http://repositorium.sdum.uminho.pt/handle/1822/35309>
- Ferziger, J. H., & Peric, M. (2002). *Computational Methods for Fluid Dynamics*. Vasa (3rd ed.). Springer. [https://doi.org/10.1016/S0898-1221\(03\)90046-0](https://doi.org/10.1016/S0898-1221(03)90046-0)
- Fiala, D., Lomas, K. J., & Stohrer, M. (2001). Computer prediction of human thermoregulatory and temperature responses to a wide range of environmental conditions. *International Journal of Biometeorology*, 45(3), 143–159. <https://doi.org/10.1007/s004840100099>
- Fong, K. F., Hanby, V. I., & Chow, T. T. (2006). HVAC system optimization for energy management by evolutionary programming. *Energy and Buildings*, 38(3), 220–231. <https://doi.org/10.1016/j.enbuild.2005.05.008>
- Gilbert, S. S., van den Heuvel, C. J., Ferguson, S. a, & Dawson, D. (2004). Thermoregulation as a sleep signalling system. *Sleep Medicine Reviews*, 8(2), 81–93. [https://doi.org/10.1016/S1087-0792\(03\)00023-6](https://doi.org/10.1016/S1087-0792(03)00023-6)
- Givoni, B., & Goldman, R. F. (1971). Predicting metabolic energy cost. *Journal of Applied Physiology*, 30(3), 429–433. Retrieved from <http://jap.physiology.org/content/30/3/429>
- Guyton, A. C., & Hall, J. E. (2005). *Textbook of Medical Physiology. xPharm: The Comprehensive Pharmacology Reference* (11th ed.). Elsevier Inc.
- Hensel, H. (1981). Thermoreception and temperature regulation. *Monographs of the Physiological Society*, 38, 1–321. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6820811>
- Ho, S. H., Rosario, L., & Rahman, M. M. (2009). Three-dimensional analysis for hospital operating room thermal comfort and contaminant removal. *Applied Thermal Engineering*, 29(10), 2080–2092. <https://doi.org/10.1016/j.applthermaleng.2008.10.016>

- Höppe, P., & Martinac, I. (1998). Indoor climate and air quality. Review of current and future topics in the field of ISB study group 10. *International Journal of Biometeorology*, 42(1), 1–7. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9780844>
- Hui, S. C. M. (2016). Air Conditioning & Refrigeration: Thermal Comfort. Retrieved December 10, 2016, from <http://slideplayer.com/slide/4490690/>
- Huizenga, C., Hui, Z., & Arens, E. (2001). A model of human physiology and comfort for assessing complex thermal environments. *Building and Environment*, 36(6), 691–699. [https://doi.org/10.1016/S0360-1323\(00\)00061-5](https://doi.org/10.1016/S0360-1323(00)00061-5)
- Incropera, F. P., Bergman, T. L., Lavine, A. S., & DeWitt, D. P. (2011). *Fundamentals of Heat and Mass Transfer. US Patent 5,328,671* (7th ed.). John Wiley & Sons, Inc. Retrieved from <http://books.google.com/books?id=vyloXEywMoC&pgis=1>
- ISO 11079. (2007). Ergonomics of the thermal environment – Determination and interpretation of cold stress when using required clothing insulation (IREQ) and local cooling effects. Geneva: International Organization for Standardization.
- ISO 7243. (1989). Hot environments - Estimation of the heat stress on working man, based on the WBGT-index (wet bulb globe temperature). International Organization for Standardization.
- ISO 7730. (2005). Ergonomics of the thermal environment – Analytical determination and interpretation of thermal comfort using calculation of the PMV and PPD indices and local thermal comfort criteria. Geneva: International Organization for Standardization.
- ISO 7933. (2004). Ergonomics of the thermal environment – Analytical determination and interpretation of heat stress using calculation of the predicted heat strain. INTERNATIONAL STANDARD. Retrieved from <http://www.deparisnet.be/chaleur/Normes/iso 7933 Analytical determination PHS.pdf>
- ISO 8996. (2004). Ergonomics of the thermal environment – Determination of metabolic rate.
- Jacklitsch, B., Williams, W., Musolin, K., Coca, A., Kim, J.-H., & Turner, N. (2016). NIOSH criteria for a recommended standard: occupational exposure to heat and hot environments. *US Department of Health and Human Services*, Publication 2016-106. <https://doi.org/Publication 2016-106>
- K4 b2 User Guide. (2003). Cosmed K4b2 User Guide. University of Exeter.
- Kao, L. S., & Green, C. E. (2008). Analysis of Variance: Is There a Difference in Means and What Does It Mean? *Journal of Surgical Research*, 144(1), 158–170. <https://doi.org/10.1016/j.jss.2007.02.053>
- Karthikeyan, C. P., & Samuel, A. a. (2008). CO2-dispersion studies in an operation theatre under transient conditions. *Energy and Buildings*, 40(3), 231–239. <https://doi.org/10.1016/j.enbuild.2007.02.023>
- Khodakarami, J., & Nasrollahi, N. (2012). Thermal comfort in hospitals – A literature review. *Renewable and Sustainable Energy Reviews*, 16(6), 4071–4077. <https://doi.org/10.1016/j.rser.2012.03.054>
- Konarska, M., Sołtynski, K., & Sudoł-szopińska, I. (2007). Comparative Evaluation of Clothing Thermal Insulation Measured on a Thermal Manikin and on Volunteers. *Fibres & Textiles in*



- Eastern Europe*, 15(2), 73–79. Retrieved from [http://fibtex.lodz.pl/61\\_17\\_73.pdf](http://fibtex.lodz.pl/61_17_73.pdf)
- Kovats, R. S., & Hajat, S. (2008). Heat stress and public health: a critical review. *Annual Review of Public Health*, 29, 41–55. <https://doi.org/10.1146/annurev.publhealth.29.020907.090843>
- Kurz, A. (2008). Physiology of Thermoregulation. *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, 22(4), 627–644. <https://doi.org/10.1016/j.bpa.2008.06.004>
- Lin, Z., & Deng, S. (2008). A study on the thermal comfort in sleeping environments in the subtropics—Developing a thermal comfort model for sleeping environments. *Building and Environment*, 43(1), 70–81. <https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2006.11.026>
- Liu, C., Zhou, G., & Li, H. (2015). Analysis of Thermal Environment in a Hospital Operating Room. *Procedia Engineering*, 121, 735–742. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2015.09.021>
- Macario, A. (2010). What does one minute of operating room time cost? *Journal of Clinical Anesthesia*, 22(4), 233–236. <https://doi.org/10.1016/j.jclinane.2010.02.003>
- Macario, A., Vitez, T. S., Dunn, B. B. A., & McDonald, T. (1995). Where are the costs in perioperative care? Analysis of hospital costs and charges for inpatient surgical care. *Anesthesiology*, 83(6), 1138–1144. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8533904>
- McDonald, J. H. (2014). *Handbook of Biological Statistics* (3rd ed.). Baltimore, Maryland, U.S.A.: Sparky House Publishing. Retrieved from <http://www.biostathandbook.com/>
- Miguel, A. S. (2014). *Manual de Higiene e Segurança do Trabalho* (13th ed.). Porto Editora.
- Nagashima, K. (2006). Central mechanisms for thermoregulation in a hot environment. *Industrial Health*, 44(3), 359–367. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16922179>
- Nielsen, P. V. (2015). Fifty years of CFD for room air distribution. *Building and Environment*, 91, 78–90. <https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2015.02.035>
- Oliveira, A. V. M. V. M., Gaspar, A. R., André, J. S., & Quintela, D. A. (2014). Subjective analysis of cold thermal environments. *Applied Ergonomics*, 45(3), 534–543. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2013.07.013>
- Pandolf, K. B., Givoni, B., & Goldman, R. F. (1977). Predicting energy expenditure with loads while standing or walking very slowly. *Journal of Applied Physiology*, 43(4), 577–581. Retrieved from <http://jap.physiology.org/content/43/4/577>
- Parsons, K. C. (2014). *Human Thermal Environments: The Effects of Hot, Moderate, and Cold Environments on Human Health, Comfort, and Performance* (3rd ed.). London: CRC Press Taylor & Francis. Retrieved from <https://www.crcpress.com/product/isbn/9781466595996>
- Piteira, C. (2007). *A Qualidade do Ar Interior em Instalações Hospitalares*. Lidel. Retrieved from <http://www.wook.pt/ficha/a-qualidade-do-ar-interior-em-instalacoes-hospitalares/a/id/192111>
- Potter, A. W., Santee, W. R., Clements, C. M., Brooks, K. A., & Hoyt, R. W. (2013). Comparative Analysis of Metabolic Cost Equations : a Review. *Journal of Sport and Human Performance*, 1(3), 34–42. <https://doi.org/10.12922/jshp.0009.2013>
- Pourshaghagh, A., & Omidvari, M. (2012). Examination of thermal comfort in a hospital using PMV-PPD model. *Applied Ergonomics*, 43(6), 1089–95.

<https://doi.org/10.1016/j.apergo.2012.03.010>

- Prek, M. (2006). Thermodynamical analysis of human thermal comfort. *Energy*, 31(5), 732–743. <https://doi.org/10.1016/j.energy.2005.05.001>
- Raimundo, A., Pereira, C., Quintela, D., & Oliveira, A. (2015). Human body thermoregulation: Test and validation of a computer program. In *Occupational Safety and Hygiene III* (pp. 99–103). CRC Press. <https://doi.org/10.1201/b18042-22>
- Rodrigues, N. J. O. (2011). *Caracterização do ambiente térmico ocupacional em salas de operação – construção de um modelo CFD*. University of Minho.
- Roelofsen, P. (2011). Evaluation of draught in surgical operating theatres: proposed revision to (NEN)-EN-ISO-7730. *Journal of Facilities Management*, 9(1), 64–70. <https://doi.org/10.1108/14725961111105736>
- Sadrizadeh, S., Holmberg, S., & Tammelin, A. (2014). A numerical investigation of vertical and horizontal laminar airflow ventilation in an operating room. *Building and Environment*, 82, 517–525. <https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2014.09.013>
- Seppänen, O., Fisk, W. J., & Lei, Q. H. (2006). Room temperature and productivity in office work. *Lawrence Berkeley National Laboratory*. Retrieved from <http://escholarship.org/uc/item/9bw3n707%0ACopyright>
- Sherwood, L. (2010). *Fundamentals of Human Physiology* (4th ed.). Brooks/Cole, Cengage Learning.
- Siple, P. A., & Passel, C. F. (1945). Measurements of Dry Atmospheric Cooling in Subfreezing Temperatures. In *Proceedings of the American Philosophical Society* (pp. 177–199). American Philosophical Society. Retrieved from [http://www.jstor.org/stable/985324?seq=1#page\\_scan\\_tab\\_contents](http://www.jstor.org/stable/985324?seq=1#page_scan_tab_contents)
- Skoog, J., Fransson, N., & Jagemar, L. (2005). Thermal environment in Swedish hospitals Summer and winter measurements. *Energy and Buildings*, 37(8), 872–877. <https://doi.org/10.1016/j.enbuild.2004.11.003>
- Stanković, S., & Boričić, M. (2013). Thermal comfort and its importance in the working environment. In *REPORTING FOR SUSTAINABILITY 2013* (pp. 413–417).
- Stolwijk, J. A. J. (1971). *A mathematical model of physiological temperature regulation in man*. Stolwijk. New Haven: Yale University School of Medicine. Retrieved from [http://ntrs.nasa.gov/archive/nasa/casi.ntrs.nasa.gov/19710023925\\_1971023925.pdf](http://ntrs.nasa.gov/archive/nasa/casi.ntrs.nasa.gov/19710023925_1971023925.pdf)
- Sudoł-Szopińska, I., & Tarnowski, W. (2007). Thermal comfort in the operating suite Fitomed kosmetyki ziołowe. *New Medicine*, 10(2), 1–8.
- Tanabe, S. I., Kobayashi, K., Nakano, J., Ozeki, Y., & Konishi, M. (2002). Evaluation of thermal comfort using combined multi-node thermoregulation (65MN) and radiation models and computational fluid dynamics (CFD). *Energy and Buildings*, 34(6), 637–646. [https://doi.org/10.1016/S0378-7788\(02\)00014-2](https://doi.org/10.1016/S0378-7788(02)00014-2)
- Tanabe, S., Iwahashi, Y., Tsushima, S., & Nishihara, N. (2013). Thermal comfort and productivity in offices under mandatory electricity savings after the Great East Japan earthquake. *Architectural Science Review*, 56(1), 4–13.

<https://doi.org/10.1080/00038628.2012.744296>

- Teixeira, S., Leão, C. P., Neves, M., Arezes, P., Cunha, A., & Teixeira, J. C. (2010). Thermal comfort evaluation using a CFD study and a transient thermal model of the human body. In J. C. F. Pereira & A. Sequeira (Eds.), *V European Conference on Computational Fluid Dynamics*. Lisbon: ECCOMAS CFD 2010.
- THEi. (2016). Facilities - THEi - Human Performance Laboratory. Retrieved from <http://theihpl.weebly.com/facilities.html>
- Van Gaever, R., Jacobs, V. a., Diltor, M., Peeters, L., & Vanlanduit, S. (2014). Thermal comfort of the surgical staff in the operating room. *Building and Environment*, 81, 37–41. <https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2014.05.036>
- van Ooijen, A. M. J. C. (2008). *Human Thermoregulation Individual differences in cold induced thermogenesis*. Maastricht University. Retrieved from <http://arno.unimaas.nl/show.cgi?fid=12772>
- Verheyen, J., Theys, N., Allonsius, L., & Descamps, F. (2011). Thermal comfort of patients: Objective and subjective measurements in patient rooms of a Belgian healthcare facility. *Building and Environment*, 46(5), 1195–1204. <https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2010.12.014>
- Versteeg, H. K., & Malalasekera, W. (1995). *An introduction to computational fluid dynamics: the finite volume method*. Harlow, England: Longman.
- Widmaier, E. P., Raff, H., & Strang, K. T. (2003). *Human Physiology: The mechanisms of Body Function* (9th ed.). The McGraw– Hill.
- Williams, L., & Wilkins. (2014). *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription*. (Workers Kluwer Heakth, Ed.) (9th ed.). American College of Sports Medicine.
- Yau, Y. H., & Chew, B. T. (2009). Thermal comfort study of hospital workers in Malaysia. *Indoor Air*, 19(6), 500–510. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0668.2009.00617.x>
- Yi, L., Fengshi, L., Yingxi, L., & Zhongxuan, L. (2004). An integrated model for simulating interactive thermal processes in human-clothing system. *Biol* 29 567575, 0–7.
- Zwolińska, M., & Bogdan, A. (2012). Impact of the medical clothing on the thermal stress of surgeons. *Applied Ergonomics*, 43(6), 1096–1104. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2012.03.011>

Esta folha foi propositadamente deixada em branco

## **Anexo A1: Questionário Aplicado**



O presente questionário destina-se à realização de um estudo inserido numa tese de Doutoramento no âmbito do Programa Doutoral em Engenharia Industrial e de Sistemas da Universidade do Minho. A sua contribuição é imprescindível para assegurar a fiabilidade dos resultados, pois estes dependem do número de respostas válidas obtidas. A sua participação é anónima e as suas respostas são confidenciais, pelo que em nenhuma situação os seus dados individuais serão fornecidos a terceiros.

Agradecemos, desde já, a sua colaboração que ocupará cerca de 5 minutos do seu tempo. Selecione, por favor, as suas respostas indicando-as com um X.

Data:

\_\_ / \_\_ / \_\_ (dd/mm/aa)

Sexo:

☐ Masculino

☐ Feminino

Idade:

\_\_\_\_ (anos)

Altura:

\_\_\_\_ (cm)

Peso:

\_\_\_\_ (kg)

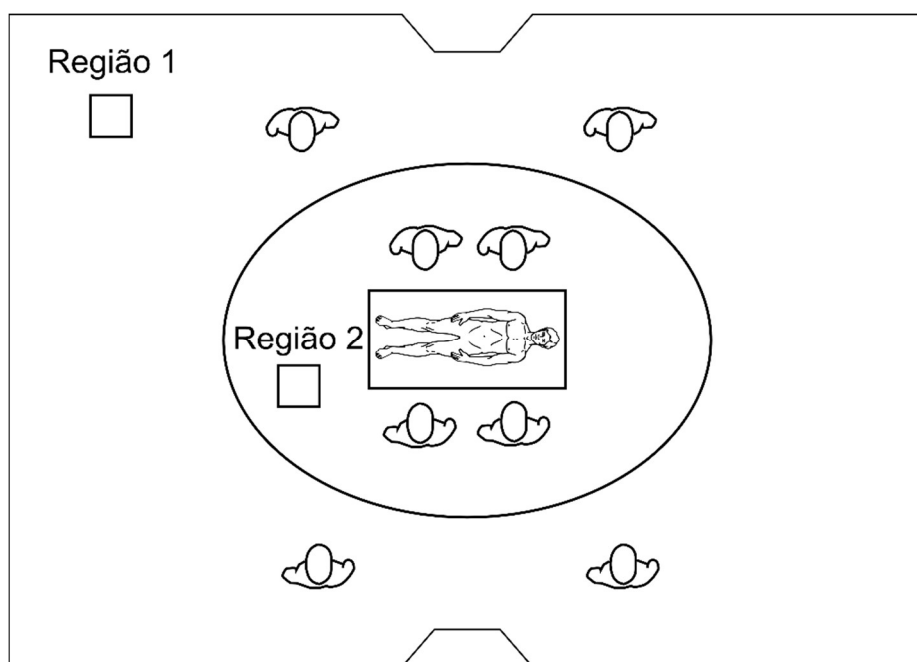
1) *Indique, por favor, qual a atividade por si desempenhada na sala de operações.*

- |  |                                   |  |                                      |
|--|-----------------------------------|--|--------------------------------------|
| <input type="checkbox"/> Cirurgião                               | <input type="checkbox"/> Ajudante | <input type="checkbox"/> Instrumentista        | <input type="checkbox"/> Anestesista |
| <input type="checkbox"/> Enfermeiro                              | <input type="checkbox"/> Auxiliar | <input type="checkbox"/> Técnico de radiologia |                                      |
| <input type="checkbox"/> Outros (representantes de empresas ...) |                                   |  |                                      |

2) *Escolha, por favor, na tabela abaixo representada, as peças de vestuário que costuma utilizar durante a sua atividade.*

- |  |   |  |   |
|--|---|--|---|
| <input type="checkbox"/> Touca                 | <input type="checkbox"/> Luvas                    | <input type="checkbox"/> Sandálias/Socos             | <input type="checkbox"/> Máscara          |
| <input type="checkbox"/> Calças                | <input type="checkbox"/> Bata                     | <input type="checkbox"/> Meias curtas                | <input type="checkbox"/> Meias longas     |
| <input type="checkbox"/> Camisa de manga curta | <input type="checkbox"/> Camisa de manga comprida | <input type="checkbox"/> T-Shirt exterior            | <input type="checkbox"/> T-Shirt interior |
| <input type="checkbox"/> Meia calça (algodão)  | <input type="checkbox"/> Meia de vidro            | <input type="checkbox"/> Camisola interior (algodão) | <input type="checkbox"/> Meias longas     |
| <input type="checkbox"/> Outros:               |   |  |   |

- 3) *Indique a região da sala de operações onde se encontrou maioritariamente durante a cirurgia, indicando-a com um X.*



- 4) *Como avalia a sua sensação térmica no momento em que entrou na sala de operações, para iniciar a cirurgia.*



Muito frio   Frio   Ligeiramente frio   Neutro   Ligeiramente quente   Quente   Muito quente

☐   ☐   ☐   ☐   ☐   ☐   ☐

a) Indique como gostaria de se ter sentido.

☐ Mais fresco   ☐ Sem alteração   ☐ Mais quente

- 5) *Como avalia a sua sensação térmica durante a cirurgia?*



Muito frio   Frio   Ligeiramente frio   Neutro   Ligeiramente quente   Quente   Muito quente

☐   ☐   ☐   ☐   ☐   ☐   ☐

a) Indique como gostaria de se ter sentido.

☐ Mais fresco   ☐ Sem alteração   ☐ Mais quente

6) Como avalia a sua sensação térmica neste momento?

---



Muito frio	Frio	Ligeiramente frio	Neutro	Ligeiramente quente	Quente	Muito quente
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

a) Indique como gostaria de se sentir.

---

<input type="checkbox"/> Mais fresco	<input type="checkbox"/> Sem alteração	<input type="checkbox"/> Mais quente
--------------------------------------	--	--------------------------------------

7) *Transpirou durante a cirurgia?*

---

<input type="checkbox"/> Sim	<input type="checkbox"/> Não
------------------------------	------------------------------

8) *Sentiu desconforto térmico devido:*

a) Ao aquecimento do foco cirúrgico?

---

<input type="checkbox"/> Sim	<input type="checkbox"/> Não	Local (cabeça, pescoço, braços, etc.)
------------------------------	------------------------------	---------------------------------------

---

b) Ao aquecimento por um equipamento específico?

---

<input type="checkbox"/> Sim	<input type="checkbox"/> Não	Fonte (ventilador, etc.)
------------------------------	------------------------------	--------------------------

---

c) Ao frio provocado por correntes de ar?

---

<input type="checkbox"/> Sim	<input type="checkbox"/> Não	Local (cabeça, pescoço, braços, etc.)
------------------------------	------------------------------	---------------------------------------

---

d) Ao frio por estar próximo de superfícies frias?

---

<input type="checkbox"/> Sim	<input type="checkbox"/> Não	Fonte (parede, teto, etc.)
------------------------------	------------------------------	----------------------------

---

e) Ao frio em alguma parte do corpo por fonte desconhecida?

---

<input type="checkbox"/> Sim	<input type="checkbox"/> Não	Local (cabeça, pescoço, braços, etc.)
------------------------------	------------------------------	---------------------------------------

---



f) Ao calor em alguma parte do corpo por fonte desconhecida?

☐ Sim ☐ Não

Local (cabeça, pescoço, braços, etc.)

---

9) *Comentários / Testemunho:*

---

---

---

---

---

☐ Por favor, selecione esta caixa para nos fornecer permissão para utilizar os dados deste questionário no presente estudo.

Muito obrigado por nos ter disponibilizado o seu tempo para o preenchimento deste questionário. A sua participação foi importante e muito apreciada!

Esta folha foi propositadamente deixada em branco.

## **Anexo A2: Tabelas para a determinação da taxa metabólica**

Tabela A2.1: Taxa metabólica ( $W.m^2$ ) para um indivíduo sentado em função da intensidade do trabalho e segmento corporal envolvido. Tabela adaptada de ISO 7730:2005, correspondente à tabela B.1.

Segmento do corpo		Intensidade do trabalho		
		Leve	Médio	Pesado
Ambas as mãos	Médio	70	85	95
	Intervalo	<75	75 a 90	>90
Um Braço	Médio	90	110	130
	Intervalo	<100	100 a 120	>120
Ambos os Braços	Médio	120	140	160
	Intervalo	<130	130 a 150	>150
Corpo	Médio	180	245	335
	Intervalo	<210	210 a 285	>285

Tabela A2.2: Suplemento à taxa metabólica ( $W.m^2$ ) para as posturas corporais. Tabela adaptada de ISO 7730:2005, correspondente à tabela B.2.

Postura Corporal	Taxa metabólica ( $W.m^2$ )
Sentado	0
Ajoelhado	10
Aninhado	10
Em pé	15
Curvado	20